



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

TREBALL FINAL DE MÀSTER

ESTUDIO DEL MECANISMO DE ACOMODACIÓN EN LA MIOPÍA



LUCÍA RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ

DIRECTOR: JOAN GISPETS

CO – DIRECTORA: NÚRIA LUPÓN

DEPARTAMENT ÒPICA I OPTOMETRÍA

DATA DE LECTURA

2 DE FEBRERO DE 2011



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

El Sr. Joan Gispets com a director i la Sra. Núria Lupón com a co-directora del treball

CERTIFIQUEN

Que la Sra. Lucía Rodríguez Rodríguez ha realitzat sota la seva supervisió el treball “Estudio del mecanismo acomodativo en la miopía” que es recull en aquesta memòria per optar al títol de màster en optometria i ciències de la visió.

I per què consti, signo/em aquest certificat.

Sr/Sra Joan Gispets Parcerisas

Director del treball

Sr/Sra Núria Lupón Bas

Co - directora del treball

Terrassa, de.....de 20.....



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

ESTUDIO DEL MECANISMO ACOMODATIVO EN LA MIOPÍA

RESUM

Tras los últimos hallazgos sobre la variabilidad de la respuesta acomodativa en según qué grupos refractivos y qué condiciones ambientales, hemos realizado un trabajo que pretende contribuir al conocimiento que tenemos de la respuesta acomodativa de los sujetos jóvenes.

Hemos realizado un montaje experimental que, mediante un autorefractómetro, permite el registro de la refracción en función del tiempo mientras el sujeto fija a una distancia determinada. Las variaciones en el resultado, en función del tiempo, las hemos interpretado como variaciones de la respuesta acomodativa.

Hemos diseñado un programa informático para filtrar los datos y obtener indicadores numéricos concretos de las variaciones de la respuesta acomodativa. Este indicador numérico lo hemos llamado amplitud integrada relativa.

Una vez puesto a punto el montaje experimental hemos realizado medidas en 48 jóvenes universitarios que observaban un texto en distintas condiciones.

Mediante un ANOVA multifactorial hemos analizado la contribución en la varianza de la amplitud integrada relativa de los siguientes factores: rango de frecuencias analizado, distancia de observación, error refractivo, tamaño del texto de fijación y posible efecto del cansancio.

AGRADECIMIENTOS:

Antes de entregar este trabajo debo de dar las gracias a todas las personas que me han acompañado a la realización del mismo:

A Joan Gispets y a Núria Lupón, por haber sabido guiarme, por haber estado resolviendo mis dudas hasta el último momento y por la confianza que han demostrado tener en mí a la hora de poder desarrollar este TFM.

Al Dr. Miquel Ralló y al Dr. Héctor Abril por su gran colaboración y comprensión en el desarrollo de este trabajo.

A Sergio Martín porque sin su ayuda no habría podido realizar las medidas en su debido tiempo.

A mis padres por estar ahí soportándome en los peores momentos y por hacerme ver si quieres, las cosas salen adelante.

A mis ex – compañeros y amigo/as del máster, porque sin sus consejos no hubiera sabido llevar de la mejor manera posible este TFM.

A Julio por saber estar ahí y escucharme cuando más lo necesitaba.

A toda esta gente que involuntariamente ha hecho que todo esto siga adelante:
GRACIAS.

TABLA DE CONTENIDOS

1. INTRODUCCIÓN	1
2. MARCO TEÓRICO	3
2.1 DEFINICIÓN MIOPIA	3
2.2 CLASIFICACIÓN DE MIOPIA	3
2.3 CUERPO CILIAR	6
2.3.1 Introducción	6
2.3.2 Anatomía	6
2.3.3 Histología	7
2.3.4 Vascularización	9
2.3.5 Inervación	10
2.4 MECANISMO DE ACOMODACIÓN	12
2.4.1 Definición	12
2.4.2 Componentes de la acomodación	13
2.5 RELACIÓN ENTRE MIOPIA Y ACOMODACIÓN	14
2.6 JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO	17
3. OBJETIVOS	19
4. MÉTODO	21
4.1 SELECCIÓN DE LA MUESTRA	21
4.2 MATERIAL E INSTRUMENTACIÓN	22
4.3 PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL	24
4.4 PROCESADO DE DATOS	25
4.4.1 Análisis de las frecuencias	26
4.4.2 Análisis estadístico	29
5. RESULTADOS	31
5.1 RESULTADOS DEL ANÁLISIS PARA FRECUENCIAS BAJAS (0 a 0,6 Hz.)	34
5.2 RESULTADOS DEL ANÁLISIS PARA FRECUENCIAS ALTAS (1 a 2,3 Hz.)	37

6. DISCUSIÓN	41
7. CONCLUSIONES	45
8. BIBLIOGRAFÍA	47
9. ANEXOS	53

1. INTRODUCCIÓN

La miopía es el error refractivo con mayor prevalencia, llegando a afectar a un 25 % de la población mundial; este porcentaje puede llegar a ser mayor dependiendo de la localización demográfica (Lam et al, 2002. y Saw et al, 1996).

Este hecho ha ayudado a que varios autores hayan dedicado tiempo a estudiar y analizar su aparición, evolución y los factores ambientales influyentes en su desarrollo. Dichos factores son la edad, el sexo, los antecedentes familiares, las actividades de trabajo en visión próxima y el tiempo que se dedica a realizarlas. En esta última cabe destacar la influencia de la baja postura de la cabeza, la mala iluminación, el bajo contraste, la convergencia e indirectamente la acomodación (Rosenfield and Gilmartin, 1998).

En varios estudios publicados recientemente, se relaciona una actividad anómala de la acomodación en sujetos miopes. Aún así no queda totalmente aclarado que el hecho de una respuesta acomodativa anormal sea precursora de la aparición de la miopía (Rosenfield and Gilmartin 1998, Seidel et al. 2003, Gwiazda et al. 2005, Ciuffreda et al. 2008).

Los trabajos que han relacionado las características de la respuesta acomodativa y el defecto refractivo han despertado nuestro interés por el tema.

El propósito de este trabajo es desarrollar un montaje experimental para registrar la respuesta acomodativa y sus variaciones en función del tiempo, así como un algoritmo de análisis de los datos que nos permita resumir los resultados en indicadores que sean comparables mediante el análisis estadístico. Una vez diseñado el procedimiento experimental, hemos comparado los valores obtenidos en una muestra compuesta de sujetos con distintos errores refractivos y en distintas condiciones de observación.

En esta memoria presentamos el trabajo realizado dividido en distintos apartados. En el marco teórico centramos el tema, explicando los principales conceptos teóricos que son relevantes y hacemos un repaso de las investigaciones consultadas al respecto.

A continuación, pasamos a describir los objetivos que perseguimos mediante la realización de este trabajo. En el apartado del método detallamos los procedimientos que hemos empleado para la obtención de los resultados que describimos en el apartado correspondiente.

Dichos resultados se comparan con los publicados por otros autores en el apartado de la discusión y, finalmente, escribimos unas conclusiones y proponemos futuros trabajos.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Definición de miopía

Una definición clásica fue la aportada por Duke – Elder y Abrams en 1970 exponiendo a la miopía como “la forma de error refractivo donde los rayos de luz paralelos llegan a enfocar delante de la capa sensible de la retina cuando el ojo está en reposo”.

Actualmente, la miopía se define como la formación de la imagen del objeto por delante de la retina debido a que la curvatura de la córnea y del cristalino del ojo presenta una mayor potencia o que el ojo tiene una longitud axial mayor al valor normal (Fredrick, 2002).

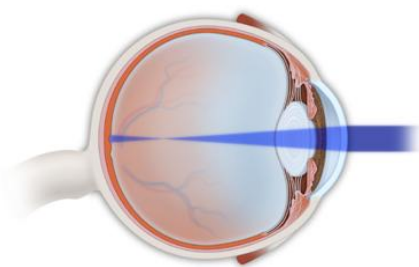


Figura 2.1: Formación de la imagen en la miopía.

[Http://postconnorkadmas.com/common-eye-problems/myopia-nearsightedness.html](http://postconnorkadmas.com/common-eye-problems/myopia-nearsightedness.html)

2.2 Clasificación de miopía

Existen diferentes clasificaciones de la miopía atendiendo a distintas cuestiones. Atendiendo a la etiología se clasifica en: patológica, fisiológica, adquirida. También podemos clasificarla dependiendo de la edad de aparición.

La primera clasificación para la miopía fue presentada por Donders en 1864. Dicho autor creía que a causa de un prolongado tiempo de trabajo en visión próxima se desarrollaba la miopía. Clasificó el error refractivo de la manera siguiente (Grosvenor, 2007):

- **Miopía estacionaria:** bajos valores y sin progresión durante el periodo de vida.
- **Miopía temporalmente progresiva:** progresión durante los primeros años de vida.
- **Miopía permanente y progresiva:** valores elevados en edad adolescente y progresión continuada durante todo el periodo de vida.

Duke – Elder en 1949 clasificó la miopía en dos grupos (Grosvenor, 2007):

- **Miopía simple:** la definió como una miopía secundaria a cambios biológicos y de aparición en edades que conllevan dichas variaciones. Suele finalizar su progresión en la edad adulta.
- **Miopía degenerativa:** el error refractivo produce severas alteraciones en las estructuras oculares, sobretodo en el polo posterior del globo ocular.

En 1968 y después de realizar un estudio epidemiológico en Dinamarca, Goldschmidt clasificó la miopía en función de la edad de inicio y del grado de ametropía (Grosvenor, 2007):

- **Miopía baja:** componente genético, con desarrollo durante las dos primeras décadas de vida y con valores inferiores a 9 Dp.
- **Miopía tardía:** desarrollo en edades posteriores al crecimiento. Presentan valores bajos y se relaciona estrechamente con un elevado trabajo en visión próxima.
- **Miopía elevada:** componente genético y ambiental. Presenta valores elevados de ametropía y un inicio en los primeros años de vida. Manifiesta cambios en el segmento posterior del ojo, pudiendo producir una disminución de la calidad visual.

Según la clasificación de miopía realizada por Curtin en 1985, podemos agruparla en tres grupos según el grado y su inicio (Grosvenor, 2007):

- **Miopía fisiológica:** se manifiesta después del nacimiento. Se debe a la diferencia entre la potencia refractante del ojo y la longitud axial. Suele tener valores bajos de error refractivo y no suele manifestar alteraciones en el fondo de ojo.
- **Miopía patológica:** se manifiesta en edades tempranas (primera década de vida), presentando una longitud axial anormalmente larga, con una progresión rápida y acompañada de complicaciones en las estructuras coriorretinianas debido a la gran elongación del polo posterior. Este tipo de miopías puede llegar a afectar la calidad de vida del sujeto que la padece a causa de la pérdida de visión que pueden provocar los cambios en retina, sobre todo por la posibilidad de su desprendimiento.
- **Miopía intermedia:** a causa de una expansión del segmento anterior del ojo se produce un crecimiento del globo ocular, fuera de lo normal.

Grosvenor en 1987 propone otra clasificación para la miopía basándose en la edad de aparición de la ametropía (Grosvenor, 2007).

- **Miopía congénita:** es común en niños prematuros. Se pone de manifiesto en niños recién nacidos. Suele disminuir rápidamente durante el primer año de vida. Sólo serían clasificados en este grupo los niños / as que después de este periodo todavía presentan miopía.
- **Miopía con origen en la juventud:** empieza a los 6 años de vida hasta la adolescencia. Presenta valores bajos de error refractivo, sobre todo si se inicia a los 12 años.
- **Miopía del adulto joven:** el error refractivo se pone de manifiesto entre los 20 y los 40 años. También presentan bajos grados de error refractivo y este hecho puede hacer que lleguen a ser emétopes o incluso hipermétropes hacia edades más adultas.
- **Miopía de inicio en edades adultas:** aparece en la cuarta década de vida y suele aumentar gradualmente durante los últimos años de vida.

También hay que tener en cuenta que existen otro tipo de miopías que están bajo la influencia de la acomodación ocular, denominadas como miopías anómalas. Para este tipo de miopía existe también una clasificación:

- La miopía nocturna, que aparece cuando las condiciones de iluminación del ambiente son bajas.
- La miopía de campo vacío, producida en condiciones fotópicas por una falta del detalle del estímulo para poder activar la acomodación.
- La pseudomiopía y espasmo acomodativo, influida por la acomodación, es la diferencia entre el estado refractivo real del paciente y el obtenido en el examen refractivo, aumentando el valor real de miopía. La respuesta acomodativa excede el estímulo por una cantidad mayor que la de la profundidad de foco del ojo, de aproximadamente ± 0.30 Dp. Suele estar causado por largos periodos de tiempo trabajando a corta distancia, como fallo de la relajación de la acomodación.

Hay estudios realizados en pacientes sintomáticos con miopías transitorias después de largos periodos de trabajo en visión próxima (Ciuffreda y Ordonez, 1995) y obtuvieron como resultado que los sujetos remitían una cierta borrosidad cuando dejaban de realizar las tareas cercanas. En este estudio barajaron cinco factores posibles a los que atribuir estos hallazgos. Uno de ellos fue la histéresis o espasmo relacionado con el musculo ciliar y su inervación. Autores como Bernard Gilmartin y Mark A. Bullimore (1991), en uno de sus estudios también hacen referencia a las características de la inervación de dicho músculo. Ellos analizaron la respuesta de la acomodación tónica después de una prolongada actividad en visión cercana. Hallaron bajos valores para el grupo de miopía de aparición tardía. Propusieron que podría deberse a

un déficit de la actividad inhibitoria del sistema simpático, dependiendo de la decadencia de la actividad del sistema parasimpático para reducir la respuesta acomodativa.

2.3 Cuerpo ciliar

2.3.1 Introducción

El cuerpo ciliar constituye el segmento medio de la túnica media del ojo y se halla localizado entre la coroides y el iris.

Presenta una forma anular asimétrica, siendo ligeramente más ancha hacia el lado temporal. Tiene sección triangular, con una cara paralela a la coroides, otra orientada hacia el cuerpo vítreo y la otra al cristalino.

El cuerpo ciliar tiene una función principal que es la de la acomodación y otras, no menos importantes, como órgano responsable de la secreción de humor acuoso.

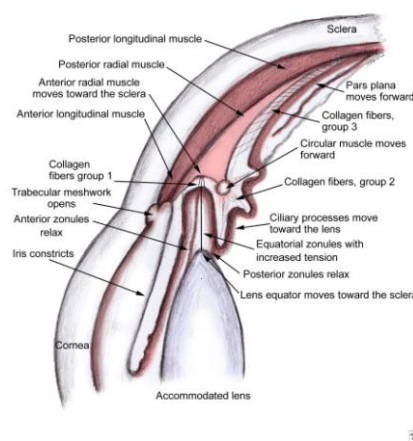


Figura 2.2: Localización del cuerpo ciliar. Extraído de *Presbyopia – Cause and treatment*

[Emedicine.medscape.com/article/1219573-overview](https://emedicine.medscape.com/article/1219573-overview)

2.3.2 Anatomía

Anatómicamente podemos dividir el cuerpo ciliar en tres partes:

- a) La cara antero posterior, donde el cuerpo ciliar se une estrechamente a la esclera, en el espolón escleral. En esta zona también se insertan los músculos rectos.
- b) La cara posteroinferior. En ella se pueden describir dos zonas, la pars plana y la pars plicata.

La pars plana es la zona lisa y la más posterior del cuerpo ciliar. De ella salen unas estrías denominadas estrías ciliares de Otto Schultze. Posteriormente limita con la ora serrata.

La pars plicata es llamada así porque presenta pliegues radiales. El conjunto de los pliegues constituyen los procesos ciliares, llegando a haber aproximadamente unas 80 sobre elevaciones. Entre estos procesos se hallan los valles ciliares.

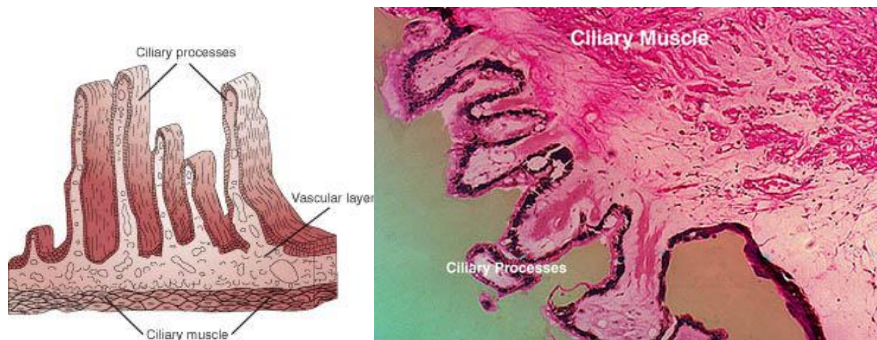


Figura 2.3 y 2.4: Procesos ciliares del cuerpo ciliar localizados en la pars plicata.

Fig. 2. 3: <http://img.tfd.com/vet/thumbs/gr74.jpgig>.

Fig. 2.4: <http://www.pacvificu.edu/optometry/ce/courses/15166/pharglapg1.cfm>

En ambas pars podemos hallar el músculo ciliar.

- c) La base del cuerpo ciliar se divide en dos zonas a causa de la inserción de la raíz del iris. En la zona de inserción podemos encontrar el músculo dilatador, que puede continuarse con el músculo ciliar o formar un anillo muscular aislado.

2.3.3 Histología

Desde un punto de vista histológico, en el cuerpo ciliar podemos distinguir las siguientes capas:

- **Capa supraciliar**

También denominado estrato supracoroidal. Está formada por fibras de colágeno entrelazadas con presencia de numerosos melanocitos y fibroblastos.

Es una zona de transición del estroma ciliar a la esclerótica.

- **Estroma**

Es un tejido conjuntivo laxo que se extiende desde el espolón escleral hasta la coroides. Podemos encontrar melanocitos, fibroblastos, mastocitos y macrófagos

En el estroma ciliar está ubicado el músculo ciliar. Las fibras musculares lisas del músculo ciliar se pueden dividir en tres clases.

- **Fibras longitudinales:** son las más externas. Se insertan por delante del espolón escleral llegando hasta la coroides, paralelamente a la superficie de la esclerótica. Cuando se contraen se produce la contracción de la coroides. Por ello también se les puede llamar músculo de Brucke – Wallace.
- **Fibras radiales:** también llamadas oblicuas. Son intermediarias entre las meridionales y las circulares. Tienen forma mitad meridional, mitad circular.
- **Las fibras circulares:** son las más internas. Actúan como un esfínter, cerrando el orificio y relajando la zónula de Zinn. Por eso también reciben el nombre de músculo de Rouge – Moullet (músc. Relajador de la zónula de Zinn).

El músculo ciliar está rodeado de tejido conjuntivo.

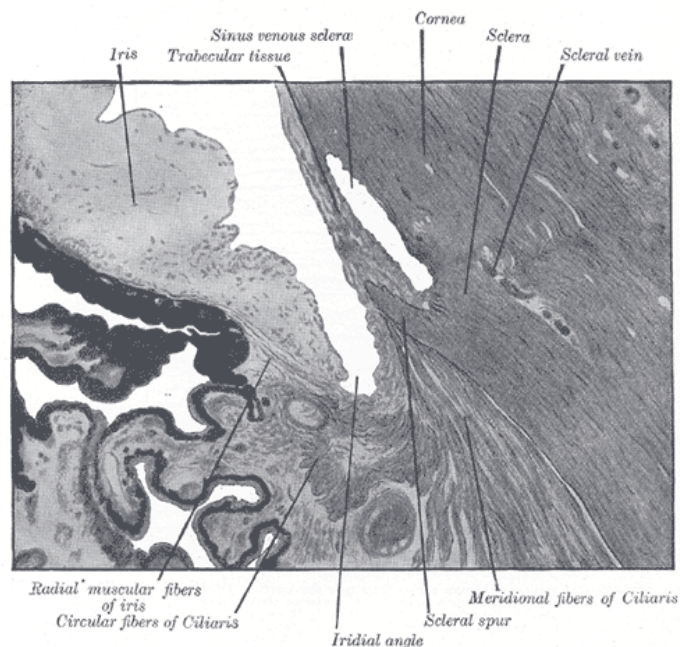


Figura 2.5: Localización y disposición de las fibras musculares del músculo ciliar.

http://www.vi.cl/foro/topic/8192-los-sentidos-organos-sensoriales/page_st_20

- **Epitelio del cuerpo ciliar**

- **Membrana limitante externa**

Es una membrana formada por gran cantidad de invaginaciones que bordea la base de las células pigmentadas.

➤ **Epitelio pigmentado del cuerpo ciliar**

Es un epitelio monoestratificado de células cúbicas. Su interior está lleno de gránulos de pigmento (no son melanocitos).

Este epitelio se continúa posteriormente con el epitelio pigmentado de la retina visual, y anteriormente con el mioepitelio pigmentado del iris.

➤ **Epitelio no pigmentado del cuerpo ciliar**

Es un epitelio monoestratificado de células cúbicas en la zona más cercana a la pars plicata, o células prismáticas en la pars plana.

Las células epiteliales no pigmentadas contribuyen a la formación del humor acuoso.

Este epitelio se continúa con la retina neurosensorial

➤ **Membrana limitante interna**

Es la membrana basal del epitelio no pigmentado del cuerpo ciliar. También presenta invaginaciones mediante las cuales el cuerpo vítreo se une a ella.

2.3.4 Vascularización

El cuerpo ciliar está irrigado por los vasos ciliares.

Recibe nutrientes y oxígeno de las dos arterias ciliares largas, las arterias ciliares anteriores, que forman el círculo mayor arterial del iris localizado en el cuerpo ciliar.

Las venas encargadas del drenaje sanguíneo del cuerpo ciliar son las localizadas en el vórtice posterior y las venas ciliares anteriores.

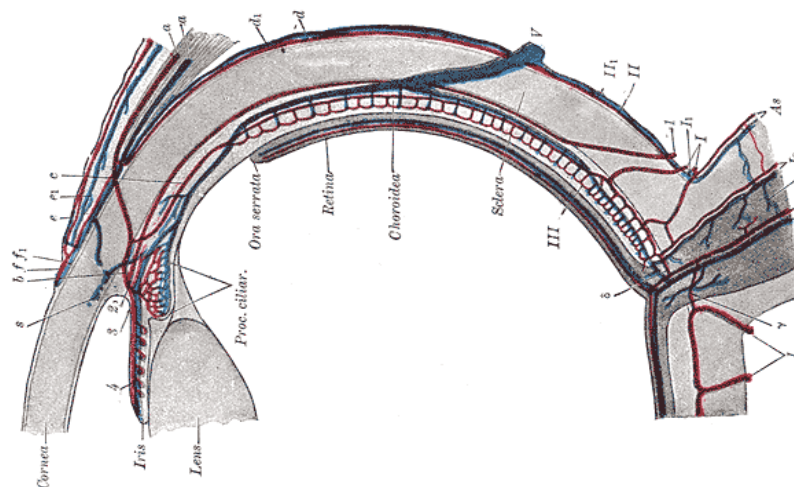


Figura 2.6: Sistema de circulación sanguínea ocular.

http://www.vi.cl/foro/topic/8192-los-sentidos-organos-sensoriales/page_st_20

2.3.5 Inervación

El músculo ciliar está inervado por el III par craneal o nervio oculomotor común.

Concretamente el encargado de la actividad nerviosa es el núcleo de Edinger – Westphal, que se haya en el interior del núcleo del III par. Está formado por dos columnas de células multipolares y está reconocido como núcleo parasimpático de la inervación muscular intrínseca del ojo.

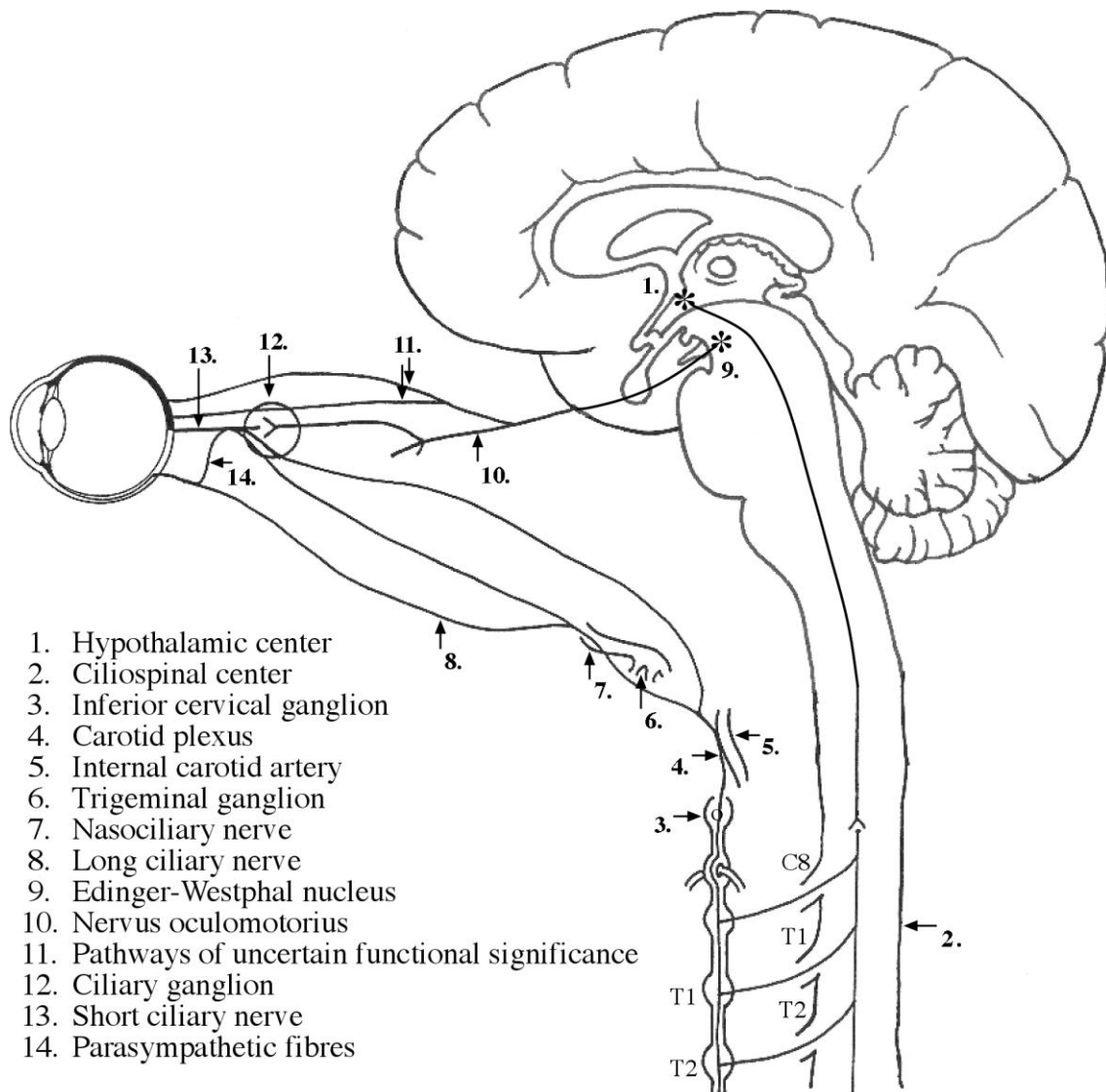


Figura 2.7: Esquema de las vías eferentes parasimpática y simpática relacionadas con el proceso de la acomodación. Extraído de: *Ocular accommodation. Studies of amplitude, insufficiency, and facility training in young school children.* Sterner, 2004.

Del III par craneal salen axones preganglionares que serán recibidos en el ganglio ciliar. Son las fibras parasimpáticas posganglionares del ganglio ciliar las que se ramifican para inervar el iris y hacer posible la miosis, y por otro

lado, se dirigen hacia el músculo ciliar para poder producir la acomodación. Los nervios ciliares son los que atraviesan las diferentes regiones anteriores del ojo y se localizan como neuronas sensoriales en la capa supraciliar y en el estroma del cuerpo ciliar.

Las neuronas parasimpáticas producen una contracción de las fibras circulares del músculo ciliar (acomodación), la contracción del esfínter pupilar (miosis), y la contracción muscular de los rectos nasales de ambos ojos (convergencia).

Las neuronas simpáticas oculares se encargan de la contracción de las fibras musculares meridionales del músculo ciliar, la midriasis del iris (contracción del músculo dilatador del iris) y la distensión de los músculos rectos internos de los dos ojos, produciendo así la acción de divergencia.

La teoría inicial sobre la innervación de la acomodación (1969) exponía que sólo la activación del sistema nervioso parasimpático era necesaria para la activación del músculo ciliar y el mecanismo de acomodación (McBrien y Millodot, 1987).

En 1972, el modelo de acomodación de Toates proponía que la posición de acomodación tónica estaba determinada por la existencia de un equilibrio establecido entre la innervación simpática y parasimpática. Mientras que la función del sistema simpático era el enfoque de objetos lejanos, el parasimpático se encargaba del enfoque de objetos cercanos (McBrien and Millodot, 1987).

B. Gilmartin et al. (2002) hicieron público un estudio en el que remarcaban el importante papel del sistema nervioso simpático en la relajación de la actividad acomodativa después de periodos de trabajo en visión cercana, siendo más acentuado si dichos periodos eran prolongados.

De nuevo se puso de manifiesto el equilibrio entre innervación parasimpática y simpática.

2.4 Mecanismo de acomodación

2.4.1 Definición

El mecanismo de acomodación es la capacidad del globo ocular para enfocar objetos a diferentes distancias, mediante el aumento progresivo y rápido de la potencia del ojo.

El proceso es el siguiente:

- El músculo ciliar contrae sus fibras circulares.
- La zónula de Zinn reduce su tensión, permitiendo un cambio pasivo en la disposición del cristalino. De esta manera, el cristalino disminuye su diámetro ecuatorial y consecuentemente aumenta su grosor (convexidad mayor de la superficie antero-posterior).

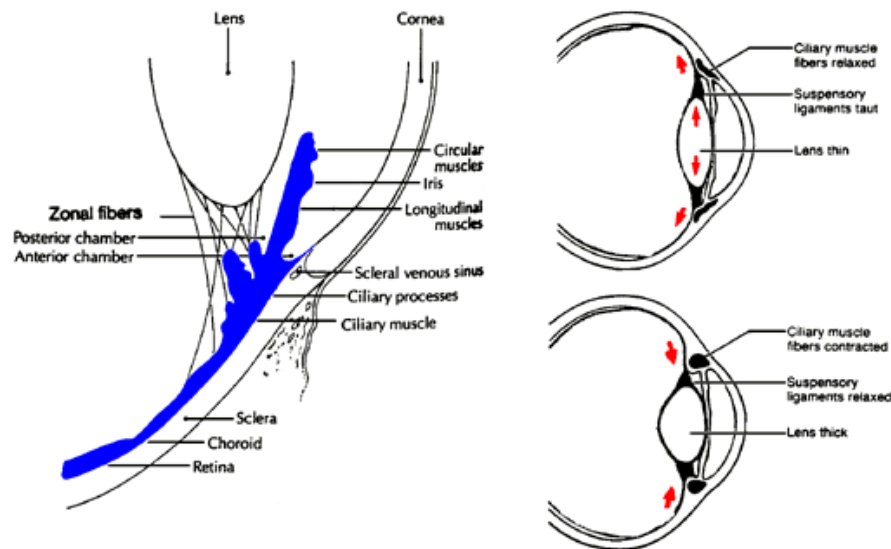


Figura 2.8: Esquema del proceso de acomodación ocular. Podemos observar como al contraerse las fibras musculares del cuerpo ciliar, las zónulas de Zinn se relajan y el diámetro ecuatorial del cristalino aumenta.

<http://www.medicine.mcgill.ca/physio/cullenlab/img209/eye7opt.gif>

Cuando se inicia el mecanismo de acomodación, se activa la triada proximal. Esta actividad está constituida por la acción de acomodación, la convergencia ocular hacia el punto próximo a observar (realizada por los rectos nasales) y la miosis de la pupila. Mediante la inervación parasimpática mediada por el núcleo de Edinger – Westphal se produce la triada proximal. Este mismo núcleo hace llegar impulsos nerviosos a los músculos extraoculares inervados por el III, IV y VI par craneal gracias a que sus axones tienen origen en los núcleos motores

del tronco encefálico. De esta manera podemos explicar la convergencia presente durante la acomodación.

Al presentar un estímulo cercano con ambos ojos abiertos se desencadena el proceso de acomodación, produciendo una respuesta acomodativa, de convergencia y de miosis pupilar. La borrosidad percibida del objeto a enfocar es la señal que activa el mecanismo de acomodación, produciendo así la contracción del músculo ciliar y consecuentemente el aumento del poder dióptrico del cristalino.

También hay respuesta acomodativa cuando hay un cierto grado de aberración cromática longitudinal. El ojo detecta la diferencia del punto focal de las distintas longitudes de onda y es capaz de distinguir la de mejor enfoque. Esto hace que el cristalino aumente su potencia para enfocar mejor.

2.4.2 Componentes de la acomodación

- **Acomodación tónica:** es la acomodación dada por el tono muscular. Cuando no hay estímulo acomodativo, la acomodación opta por una posición en reposo de un valor aproximado de 0'50 – 1 D (Rosenfield y Gilmartin, 1998)
- **Acomodación por convergencia:** es la acomodación estimulada o relajada por la convergencia.
- **Acomodación proximal:** se define como la acomodación resultante a la exposición de un estímulo cercano.
- **Acomodación impulsada por borrosidad o refleja:** es la acomodación que se da como respuesta a la borrosidad de un objeto a enfocar.

No podemos dejar de nombrar la relación AC/A (accommodative convergence/accommodation), que se define como la relación entre la cantidad de convergencia acomodativa realizada cuando se estimula 1D de acomodación, expresada en Δ/Dp .

- **Sistema dual de respuesta acomodativa ocular.**

Han sido varios autores los que se han implicado de una u otra forma en encontrar un modelo para poder explicar correctamente el sistema de acomodación ocular en las personas.

Khosroyani y Hung (2002) han propuesto un modelo dinámico de modo dual del sistema de acomodación.

Este modelo propone que la acomodación ocular sigue dos circuitos (abierto y cerrado) de respuesta, en función del estímulo presentado.

El circuito abierto presenta respuestas rápidas cuando percibe que un objeto se acerca velozmente. Este circuito puede incluso desencadenar la respuesta acomodativa antes de la aparición del estímulo, anticipándose a la posición exacta.

El circuito cerrado presenta una respuesta acomodativa precisa y mantenida, cuando el objeto se acerca lentamente.

2.5 Relación entre miopía y acomodación

En múltiples trabajos publicados recientemente se ha relacionado la acomodación ocular con la miopía. Se ha comentado la posible influencia del mecanismo de acomodación como un factor ambiental en la miopía de aparición tardía y del músculo ciliar como un factor desencadenante al desarrollo de dicha ametropía.

Como ya hemos ido comentando en el apartado de clasificación de la miopía, hay numerosos estudios que relacionan directamente una respuesta acomodativa deficiente en los sujetos con este tipo de error refractivo.

McBrien y Millodot (1986) hacen referencia de un bajo efecto inhibitorio de la innervación simpática. Los autores atribuyeron a este bajo efecto inhibitorio que los miopes tardíos presentaran valores elevados de la amplitud de acomodación.

En un estudio presentado en 1995 por Ciuffreda y Ordonez analizaron el deterioro de la respuesta acomodativa después de un periodo de trabajo próximo para inducir miopía transitoria (TPIMT) en tres grupos de diferente error refractivo (emétropes, miopes tempranos y miopes tardíos). Pudieron comprobar que los miopes tempranos y los miopes progresivos presentaban un deterioro acomodativo prolongado de trabajo cercano, en comparación con los otros dos grupos.

Ambos trabajos apuntan a un déficit del sistema nervioso simpático o a un mal equilibrio entre los sistemas simpático y para simpático como causa de las disfunciones en la respuesta acomodativa.

En 2008 Ciuffreda y Vasudevan hicieron público otro artículo donde ya proponían una relación entre el sistema simpático deficiente, los problemas para relajar la acomodación y la posibilidad de aparición de miopía permanente después del TPIMT.

Hallaron una estrecha correlación entre el TPIMT y el desarrollo de miopía. El desenfoque retiniano producido por el trabajo en visión próxima conducía al desarrollo de miopía en sujetos que manifestaban bajas respuestas acomodativas.

Llegados a este punto, debemos cuestionarnos lo siguiente, ¿qué es lo que desencadena el mecanismo de acomodación?

Como bien hemos explicado anteriormente, la acomodación se produce cuando queremos enfocar un objeto próximo. Pero realmente el proceso de acomodación se inicia mediante el estímulo de la borrosidad de dicho objeto. Esta borrosidad crea el desenfoque retiniano y esta información es enviada al cerebro para inmediatamente responder al estímulo con la contracción del músculo ciliar, la relajación de las zónulas de Zinn y el cambio de potencia del cristalino. Así se logra el enfoque nítido en la retina. Este mecanismo de acomodación es el que se considera bajo condiciones de circuito cerrado.

Existe otro mecanismo de acomodación, denominado de circuito abierto y consiste en la respuesta acomodativa (acomodación tónica) en ausencia de señal visual. Este tipo de nivel acomodativo está relacionado con el control nervioso del músculo ciliar.

Conociendo los dos tipos de mecanismos de activación de la acomodación podemos plantearnos si la respuesta acomodativa sería la misma en pacientes miopes que en emétopes.

Como bien sabemos, la miopía se caracteriza por una mala agudeza visual en visión lejana. Esta imagen borrosa hace que los miopes sean menos sensibles al objeto que cambia su posición por una más próxima. A causa de esta insensibilidad a la borrosidad, el tiempo de respuesta acomodativa se ve reducido en este grupo refractivo, en comparación con emétopes e hipermetropes (Rosenfield et al.1999).

En este campo, varios autores han realizado investigaciones utilizando diferentes metodologías. Culhane y Winn (1999) obtuvieron mayor tiempo de respuesta acomodativa en miopes tardíos que en los miopes tempranos, emétopes e hipermetropes.

Rosenfield et al. (2002) hallaron bajos retardos acomodativos en el grupo miope, aunque algunos miopes estables presentaron mejores resultados. Aún así valoraron la poca capacidad de los miopes para percibir la borrosidad en cerca como respuesta acomodativa durante el desarrollo de la ametropía.

Nakatsuka et al. publicaron en 2003 un estudio donde valoraban el retardo acomodativo en función de la demanda acomodativa en miopes y emétopes adultos, con corrección habitual y condiciones normales de medida. Según estas características no obtuvieron diferencias significativas entre los dos grupos refractivos. Justifican estos resultados en comparación a otros estudios por la realización monocular de la parte experimental, pudiendo ser la vergencia ocular un factor influyente.

Vera – Diaz, et al. en 2004 comentaron la influencia de la baja sensibilidad al desenfoque de los miopes y que esta degradación óptica influía totalmente en la percepción de la borrosidad como estímulo desencadenante de la acomodación. De esta manera justificaron las diferencias observadas entre miopes progresivos y los estables. Los mismos resultados obtuvieron Langaas et al. (2008) pudiendo justificar el elevado valor del retardo.

De la misma manera Harb et al. en 2006 relaciona este elevado retardo en pacientes con miopías progresivas. Además añade la influencia de las aberraciones del sistema óptico ocular como otro factor en la borrosidad de la imagen percibida.

Sabiendo que los miopes presentan valores elevados en sus retardos acomodativos influidos por la pérdida de la percepción de borrosidad que desencadena el proceso de acomodación, lo que nos planteamos ahora es si esa respuesta es constante y si puede ayudar al desarrollo continuado de la ametropía.

Gwiazda et al. hallaron en 2005 acomodaciones pobres y una relación de convergencia acomodativa / acomodación (AC/A) elevada en niños/as en los años anteriores al desarrollo de la miopía.

En varios artículos citan las fluctuaciones acomodativas como una consecuencia de la mala calidad de la respuesta de acomodación por parte del paciente. Seidel et al. (2003), Harb et al. (2006) y Day et al. (2006) ponen de manifiesto esta característica en el grupo de miopes, pero no por eso existe una relación directa con el desarrollo de la miopía.

En los últimos estudios se ha relacionado estrechamente la acción del músculo ciliar y la aparición y/o progresión de la miopía. Van Alphen (1991) especuló que había una correlación directa entre la resistencia a la elasticidad de algunos tejidos oculares y el tono del músculo ciliar.

Drexler et al. en 1998 observaron que la acción del músculo podía hacer disminuir la circunferencia de la esclera y consecuentemente, producir un alargamiento del polo posterior. Realmente no pudieron especificar que influía en el crecimiento, si la esclerótica o la coroides. Aún así observaron una amplitud de acomodación reducida en los miopes, tal y como llevamos exponiendo hasta ahora. Mallen et al. (2006) se encontraron con un aumento de la longitud axial del ojo cuando se hacía una elevada demanda acomodativa, este incremento era significativamente mayor para un grupo de miopes que para un grupo de emétopes, por lo que barajaron la posibilidad de que las estructuras del cuerpo ciliar fueran distintas en los grupos refractivos.

Llegados a este punto debemos plantearnos que el músculo ciliar juega un papel importante tanto en la acomodación ocular como en el cambio de forma

del ojo. Hasta ahora se ha especulado sobre la inervación muscular y sobre la baja percepción de borrosidad para la acomodación en miopes, y de los periodos de visión borrosa provocados por una respuesta acomodativa prolongada.

Bailey y sus colaboradores (2008), mediante los últimos estudios relacionados con el desarrollo de la miopía y la acomodación como influencia, han llegado a la conclusión de que es posible de que exista una hipertrofia del músculo ciliar y que esto haga que se produzca una restricción ecuatorial y, consecuentemente, que la longitud del polo posterior del ojo aumente.

Realmente no se conoce el mecanismo de la hipertrofia, pero suponen que puede ser debido a una mala disposición de las fibras de colágeno, de las fibras musculares o incluso por un exceso de fibras de colágeno.

En el artículo *Accommodative fluctuations, lens tension and ciliary body thickness in children*, (2009) obtuvo resultados que relacionaban el grosor del cuerpo ciliar con las fluctuaciones acomodativas en niños/as. A mayor grosor, menos fluctuaciones en altas frecuencias.

Teniendo en cuenta los hallazgos comentados en *The effect of accommodation on ocular shape* (2002), Walker y Mutti encuentran una posible explicación a la miopía transitoria después de largos periodos de trabajo próximo. Como el músculo ciliar realiza un esfuerzo durante la acomodación y la forma del ojo varía durante esta actividad, al dejar de realizarla esa forma ocular se mantiene hasta que consigue una relajación total.

Después de haber desarrollado varios estudios, Mutti (2010) ha llegado a la conclusión de que existen una serie de cambios anatómicos en el cuerpo ciliar y el cristalino. Dichos cambios provocan que la forma del globo ocular sea diferente a la de los emétopes. Probablemente este sea un factor desencadenante en la miopía de aparición tardía.

2.6 Justificación del trabajo

En el marco de los trabajos consultados sobre el desarrollo y evolución de la miopía se puede constatar que el mecanismo acomodativo tienen un papel relevante. Por este motivo, nos ha parecido interesante profundizar en el estudio de la respuesta acomodativa de un grupo de jóvenes universitarios en función, entre otros factores, del defecto refractivo.

De este modo, contribuiremos al estudio de las posibles diferencias en la respuesta acomodativa de los miopes en comparación con el resto de la población.

3. OBJETIVOS

- Diseñar y poner a punto un procedimiento experimental que permita registrar la respuesta acomodativa en función del tiempo, tomando como referencia el montaje experimental propuesto en el trabajo de Schulz et al 2009.
- Realizar el filtrado de los datos obtenidos y el estudio de las amplitudes de la variación en la respuesta acomodativa en función de las frecuencias temporales, mediante análisis de Fourier, utilizando un programa informático diseñado y puesto a punto específicamente para ello.
- Analizar la influencia sobre las variaciones de la respuesta acomodativa de los siguientes factores: Rango de frecuencias temporales, distancia de observación, tamaño del optotipo, error refractivo y efecto del cansancio.

4. MÉTODO

En este apartado explicamos el procedimiento que se ha seguido para el desarrollo del trabajo, detallando los criterios de selección de la muestra, el material e instrumentación que se han utilizado, el procedimiento experimental y el procesamiento de datos.

4.1. Selección de la muestra.

Se ha aplicado un criterio de selección donde se incluyeron pacientes con un rango de edad comprendido entre los 18 y 25 años, con una agudeza visual de la unidad con su corrección habitual y con valores de ametropía de +5.00 Dp. a -6.00 Dp.

Los criterios de exclusión fueron los siguientes: la presencia de cualquier patología ocular, antecedentes de cirugía refractiva, usuarios de lentes de contacto RPG, alteraciones de la visión binocular, pacientes de ortoqueratología nocturna, astigmatismo refractivo igual o superior a 1.00 Dp, diferencia entre la refracción en gafas y la obtenida en el subjetivo mayor a 0,50 Dp., foria en visión próxima superior a 6 Δ y anisometropía igual o superior a 1.75 Dp.

Se realizó una selección de estudiantes de la Escuela de Óptica y Optometría de Terrassa entre 18 y 25 años. Para ello rellenaron un formulario donde indicaban su nombre y apellidos, la edad, el grado de ametropía aproximado, si presentaban o habían presentado algún tipo de patología ocular, si estaban operados de cirugía refractiva, si habían realizado algún tratamiento de oclusión anteriormente o si presentaban algún tipo de estrabismo. El número total de sujetos recogidos fue de 80, pero se descartaron 15 por presentar alguna de las características del criterio de exclusión. Finalmente se obtuvieron 48 pacientes, los 17 restantes no se presentaron a la realización de las pruebas pertinentes.

Posteriormente fueron subclasificados según el tipo de ametropía, bajo los resultados obtenidos en la refracción (retinoscopía y subjetivo):

ESTADO REFRACTIVO	RANGO (equivalente esférico)	NÚMERO DE PACIENTES
Emétropes	De -0,25 Dp a +0,50 Dp.	13
Hipermétropes	De +0,75 Dp a + 5,00 Dp.	12
Miopes	De -0,50 Dp a -6,00 Dp.	23

Tabla 4.1: Clasificación de la muestra en función del error refractivo.

Distribución de la muestra según el error refractivo (D)

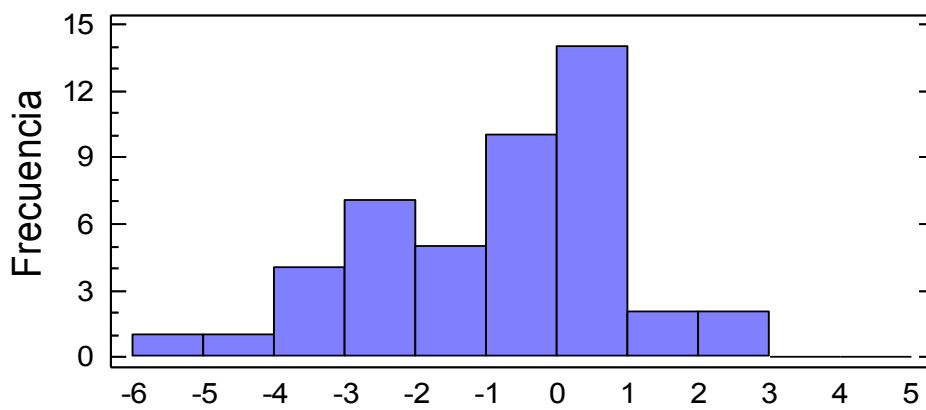


Gráfico 4.1: Distribución del error refractivo de la muestra.

4.2 Material e instrumentación.

El material utilizado fue una mesa, una mentonera, un filtro IR para evitar la visión binocular y la actuación de la convergencia acomodativa, y un banco óptico con un soporte donde se situaron los test de agudeza visual de visión próxima y un sistema de iluminación formado por una fuente de luz compuesta por dos LEDs, para poder observar los estímulos. También se hizo uso de un frontofocómetro para obtener los valores de la refracción habitual de los pacientes.

Las medidas de la acomodación fueron registradas por el fotorefractómetro PowerRef II de PlusoptiX (**Anexo 1**), situado a 1 metro del paciente. Este instrumento se basa en el principio de la fotorefracción excéntrica y el registro de medidas se realiza con una frecuencia de 25 Hz (cada 0,04s).

El observador acomoda para ver nítido el test con el ojo izquierdo, mientras que la visión del ojo derecho, sobre el cual realiza las medidas el instrumento, queda ocluido por el filtro IR. De esta manera evitamos la actuación de la convergencia acomodativa y facilitamos la alineación del eje visual con el eje

de medida del instrumento. Dado que la respuesta acomodativa es la misma para ambos ojos (Grosvenor 2007), los datos registrados por el aparato responden a la acomodación estimulada en el ojo contralateral.

El espectro de transmisión del filtro utilizado, lo convierte en un oclisor para la radiaciones visibles, sin impedir el PowerRef II registrar los datos de la refracción, puesto que funciona en el espectro de radiación infraroja (ver gráfico 4.2).

Este procedimiento experimental es el mismo que utilizan Schultz et al. (2009).

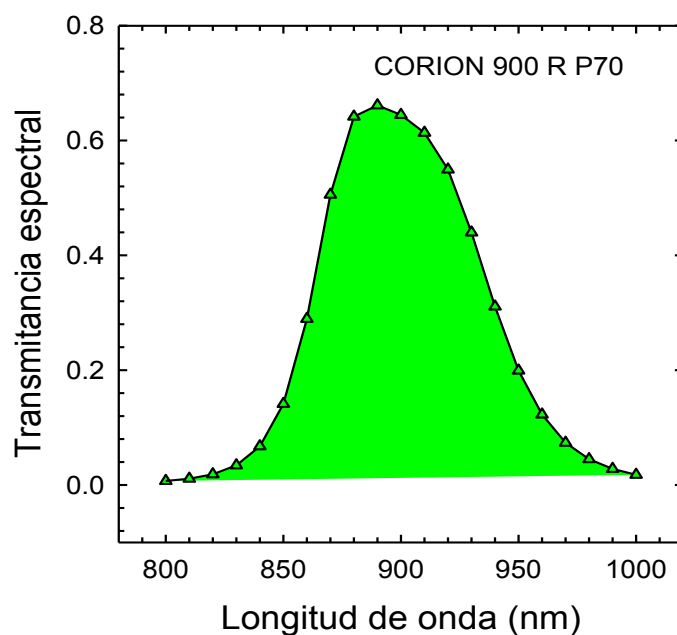


Gráfico 4.2: Transmitancia espectral del filtro IR CORION 1H204 900-R P70. "Peakwavelength of $900 \text{ Å} \pm 10 \text{ nm}$ and a Full Width Half Max (FWHM) of $70 \text{ Å} \pm 30 \text{ nm}$ "

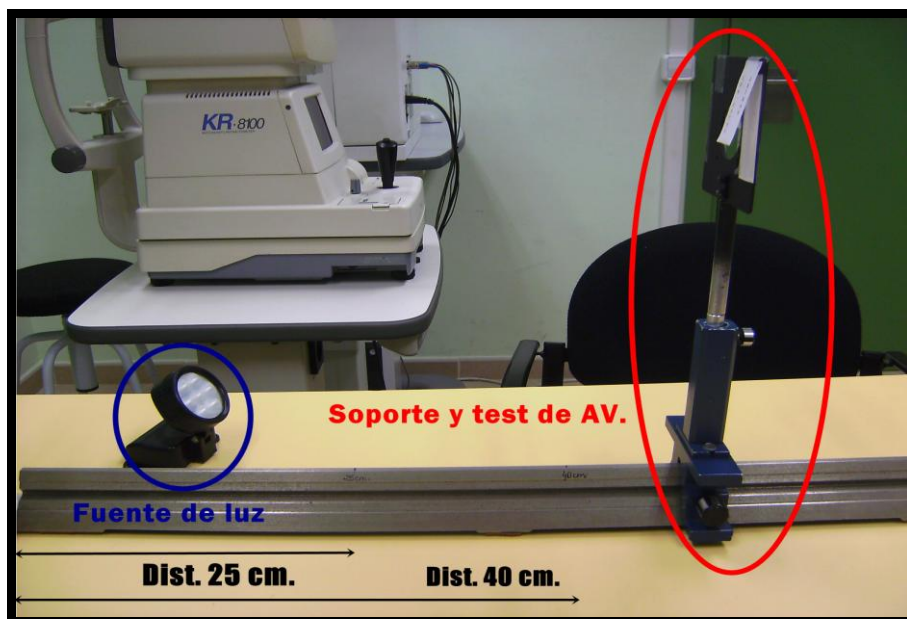


Figura 4.1: Imagen del montaje experimental donde se puede observar el banco óptico en el que se indican las distancias de medida. También podemos observar el soporte de los test de agudeza visual y la fuente de luz que ilumina dichos test.

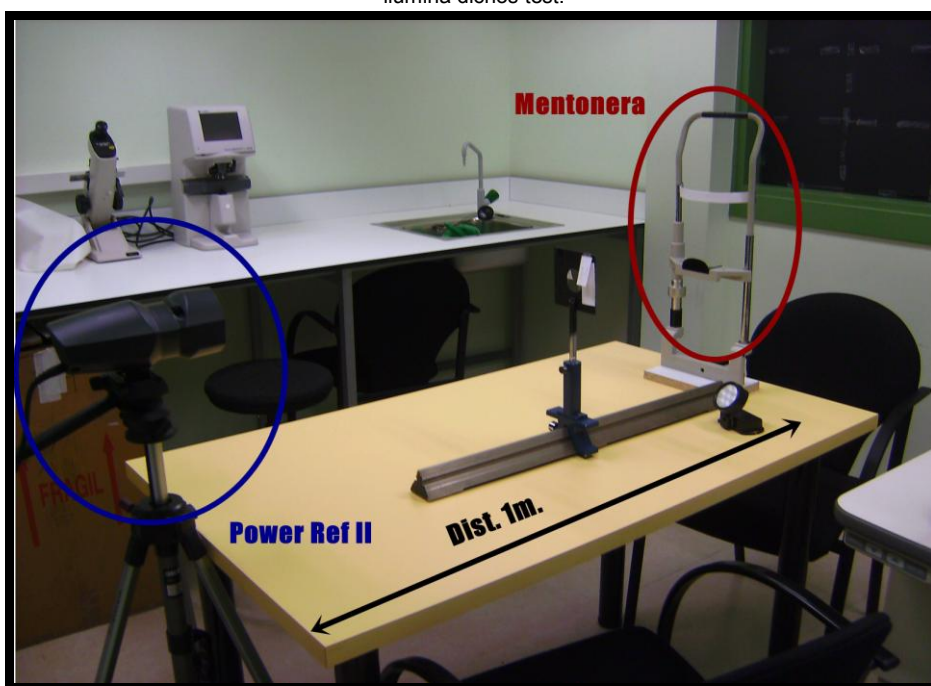


Figura 4.2: Imagen del montaje experimental en el que podemos observar el Power Ref II situado a un extremo de la mesa a una distancia de 1 metro. Al otro extremo hayamos la mentonera en la cual el paciente apoyó barbilla y frente. El banco óptico está ligeramente desplazado hacia el ojo izquierdo del paciente, para así facilitar la visualización del estímulo acomodativo.

4.3 Procedimiento experimental

Los pacientes fueron citados en intervalos de 20 minutos y se les indicó que debían de venir con su graduación habitual en gafas y descansar de lentes de contacto durante 24 horas. Todos los pacientes fueron informados correctamente de las características de las medidas de este estudio y firmaron el consentimiento informado (**Anexo 2**).

Para realizar las medidas fijamos sobre la mesa la mentonera, para evitar los movimientos de cabeza de los sujetos, y asegurar la distancia adecuada al optotipo y al aparato de medida. Un banco óptico con el correspondiente soporte aseguraba las distancias a las que se debía colocar el soporte con el test de fijación. Los valores para dichos test fueron de una A.V. = 0.9 y A.V. = 0.5.

Las medidas se realizaron a dos distancias diferentes, a 40 cm y a 25 cm. Por lo tanto, el valor de tipología de la letra empleada en los test fue de N4 Times New Roman para 25cm y N6 Times New Roman para 40 cm realizando una demanda de AV. 0.9. Y para el valor de AV. 0.5, la tipología fue de N7 Times New Roman a 25 cm y de N11 Times New Roman a 40 cm.

Al final de la mesa y a un metro de distancia del ojo a estudiar se situó el Power Ref II, de acuerdo con las indicaciones del manual de instrucciones. El paciente estaba sentado en una silla, al otro extremo de la mesa, y para la toma de medidas debía anteponerse el filtro en el ojo derecho y colocarse correctamente en la mentonera, de esta forma evitamos cualquier movimiento de cabeza inadecuado.

A continuación se le indicó que debía fijarse en las letras y mantenerlas nítidas durante un periodo de tiempo de 2 minutos. Mientras tanto el instrumento registraba los valores.

La sala donde se realizaron las medidas tenía iluminación ambiental de 1,5 lux., y para poder ver las letras de los test se alumbraron con un sistema de iluminación formado por 2 LEDs, obteniendo una iluminación en el test de 40 lux. La iluminación de la sala fue en condiciones escotópicas, ya que el instrumento solo trabaja correctamente para valores de diámetro pupilar superiores a 4 mm.

4.4 Procesado de datos.

Finalmente, se trabajó con una muestra de 48 pacientes con edades comprendidas entre los 18 a los 25 años, con un promedio de $20,86 \pm 2,04$ años, y subclasificados en tres grupos refractivos, miopes (promedio de $-2,36$ Dp., $\pm 1,34$ Dp.), emétopes (promedio de $0,14$ Dp., $\pm 0,5$ Dp.) e hipermétropes (promedio $+1,57$ Dp., $\pm 0,92$ Dp.).

4.4.1 Análisis de las frecuencias

En la literatura existente hemos constatado que diversos autores estudian la amplitud de las variaciones en la respuesta acomodativa en función de la frecuencia temporal. En estos estudios se distingue entre varios rangos de frecuencias. El criterio más habitual (Harb et al. 2006 y Schultz et al. 2009) es considerar el intervalo entre 0 y 0,6 Hz como bajas frecuencias y el intervalo entre 1 y 2,3 Hz como frecuencias altas.

El fotorefractómetro proporciona, para cada paciente, un archivo de datos con los valores de la acomodación medidos cada 0,04 segundos y nosotros almacenamos las medidas a lo largo de 2 minutos. Así pues podemos identificar los datos de partida con una función $f_0(t)$ donde f_0 es la acomodación y t el tiempo. Durante el parpadeo el aparato asigna un valor sin sentido a la acomodación, que es inequívocamente identificable, y esporádicamente aparecen registrados algunos valores claramente erróneos también. Ambos tipos de datos deben ser filtrados antes de aplicar el análisis de Fourier para conseguir que los datos que son irrelevantes no perjudiquen a la hora de obtener resultados coherentes.

El filtrado de datos y el análisis de Fourier se llevaron a cabo mediante un programa escrito en MATLAB Versión 7.3.0.267 (R2006b) que consiste en:

- a) *Filtrado de datos*: pasamos de $f_0(t)$ a $f(t)$
 - Se identifican los datos correspondientes al parpadeo y se substituyen interpolando linealmente entre los datos contiguos a los substituidos.
 - Se identifican como erróneos aquellos datos que impliquen una variación de la acomodación superior a 10 dioptrías/segundo, y también se substituyen interpolando linealmente.

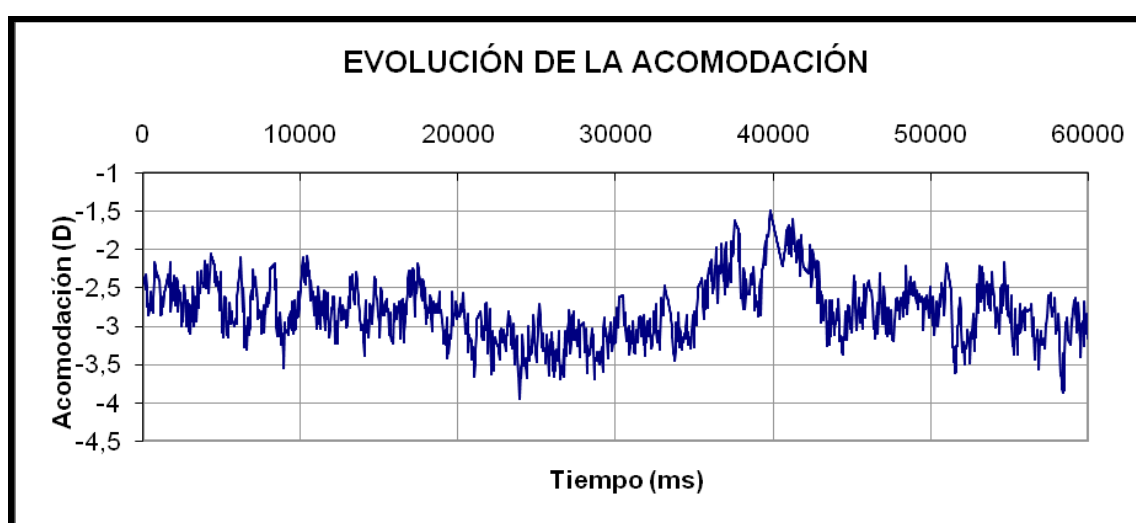


Gráfico 4.3: Representación de la función $f(t)$ de datos filtrados correspondiente al primer minuto de exposición para un paciente hipermetrope.

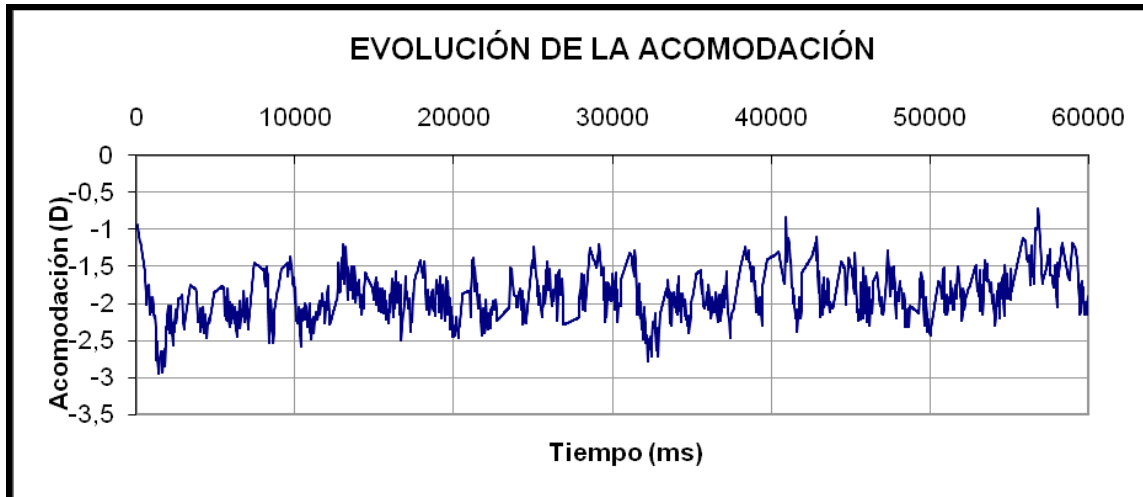


Gráfico 4.4: Representación de la función $f(t)$ de datos filtrados correspondiente al primer minuto de exposición para un paciente miope.

b) Análisis de Fourier.

- Antes de aplicar el análisis de Fourier propiamente dicho se dividen los datos en dos mitades que corresponden aproximadamente al primer y segundo minutos de medida con la intención de identificar posibles efectos del cansancio del paciente.
- Para cada mitad, se calcula la transformada de Fourier mediante el algoritmo Fast Fourier Transform (FFT): $F_1(\nu)$ y $F_2(\nu)$.
- Para cada mitad, se calcula el espectro de potencias (power spectrum) en franjas de 0,1 Hz (entre 0 y 0,1; entre 0,1 y 0,2; entre 0,2 y 0,3; etc.)

$$PS_1(\nu_i) = \int_{\nu_i}^{\nu_{i+1}} |F_1(\nu)|^2 d\nu$$

$$PS_2(\nu_i) = \int_{\nu_i}^{\nu_{i+1}} |F_2(\nu)|^2 d\nu$$

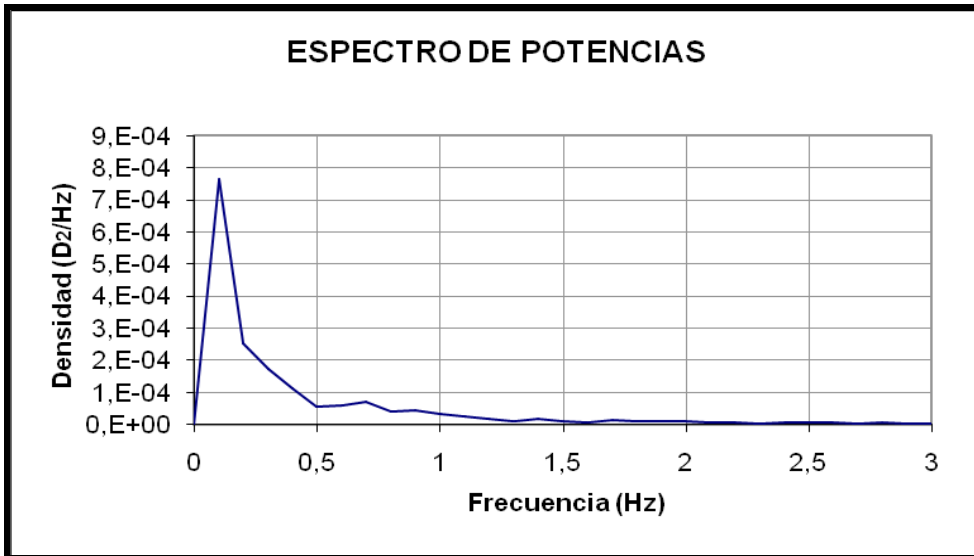


Gráfico 4.5: Representación del espectro de acomodación del paciente hipermetrope anterior, tras haber realizado la FFT.

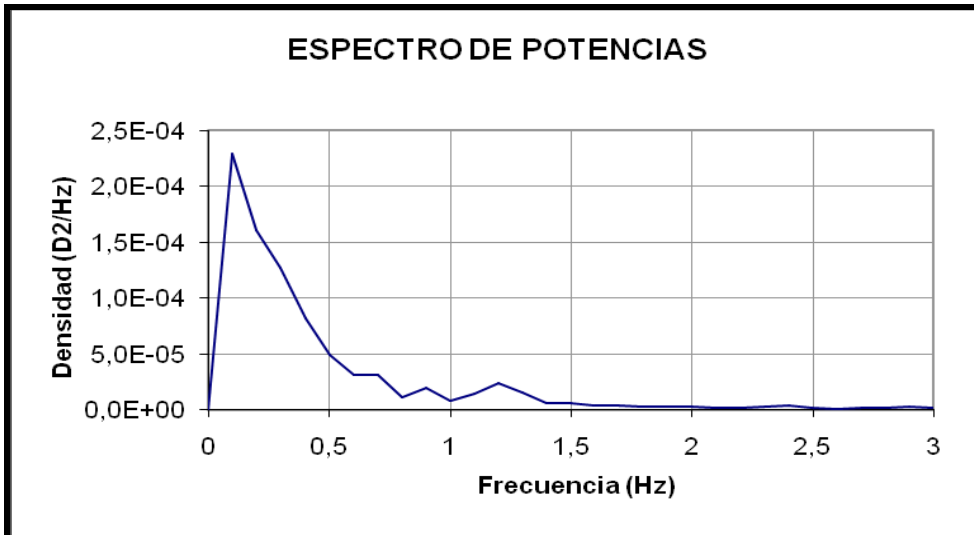


Gráfico 4.6: Representación del espectro de acomodación del paciente miope anterior, tras haber realizado la FFT.

- Se integran las funciones $PS_1(v)$ y $PS_2(v)$ entre 0 y 0,6 Hz (frecuencias bajas) y entre 1 y 2,3 Hz (frecuencias altas), lo que proporciona cuatro valores absolutos para cada paciente: la integral para bajas frecuencias de la primera mitad de los datos y la de la segunda mitad, y la integral para altas frecuencias de la primera mitad de los datos y la de la segunda mitad. Además se han calculado los porcentajes que representan estas integrales parciales respecto a la integral de las funciones $PS_1(v)$ y $PS_2(v)$ para la totalidad de frecuencias posibles (entre 0 y 12,5 Hz), obteniendo así cuatro valores relativos para cada paciente.

Las integrales calculadas proporcionan una medida de la amplitud de las oscilaciones de la acomodación para cada uno de los rangos de frecuencia analizados. Por ello, a partir de ahora, nos referiremos a los valores obtenidos para estas integrales utilizando los términos “*amplitud integrada absoluta*” o “*amplitud integrada relativa*” para frecuencias bajas y altas, y para la primera mitad de los datos o para la segunda.

Debido a que el algoritmo FFT normaliza en función del número de datos y este no es el mismo exactamente en todos los casos se han utilizado únicamente los valores de la amplitud integrada relativa para el análisis estadístico.

4.4.2 Análisis estadístico

Hemos realizado un análisis estadístico de los resultados con el fin de determinar su significación. Hemos hecho un análisis de la influencia de los diversos factores en la amplitud relativa integrada de las variaciones de la acomodación mediante un contraste ANOVA. Hemos considerado que un determinado factor hacía una contribución significativa a la variabilidad total de los resultados fijando el nivel de significación en 0,05. Los factores que hemos estudiado són: el rango de frecuencias, la distancia de observación, el tamaño del optotipo, el error refractivo y el posible efecto del cansancio.

Aparte del efecto de cada uno de los factores, también hemos analizado las interacciones hasta orden dos entre los mismos. De nuevo hemos considerado que una interacción entre dos factores hacía una contribución significativa a la variabilidad de los resultados fijando el nivel de significación en 0,05.

Con el objetivo de estudiar con detalle la significación y el sentido de las interacciones, se ha repetido en contraste ANOVA seleccionando y separando una parte de los datos y haciendo comparaciones múltiples. En estas comparaciones múltiples también hemos fijado en 0,05 el nivel de significación.

5. RESULTADOS

En la tabla de valores 5.1 se pone de manifiesto, como esperábamos, que el rango de frecuencias que se considere aporta la parte más importante de la variabilidad de los resultados (ver gráfica 5.1).

La distancia de observación también aporta, de forma aislada, una parte significativa de la variabilidad de los resultados (ver gráfica 5.2), mientras que la refracción no alcanza los niveles de significación estadística, pero se acerca (ver gráfica 5.3). Así mismo, el tamaño del optotipo y el periodo de tiempo estudiado no aportan una parte significativa de la variabilidad de los resultados (ver gráficas 5.4 y 5.5, respectivamente).

Por otro lado, si analizamos la interacción entre la refracción y el rango de frecuencias analizado, observamos que esa sí que explica una parte significativa ($p < 0,05$) de la variabilidad de la amplitud integrada relativa.

Lo mismo ocurre para la interacción entre el rango de la distancia de presentación del test.

El hecho de que estas dos interacciones, donde el rango de frecuencias está presente, aporten una parte significativa de la variabilidad de los resultados aconseja la realización de dos nuevos análisis de la varianza ANOVA, separando los datos según el rango de frecuencias que consideramos.

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
MAIN EFFECTS					
A: REFRACCIÓN	250.106	2	125.053	2.50	0.0825
B: FRECUENCIAS	702599.0	1	702599.0	14070.44	0.0000
C: TAMAÑO DEL OPTOT	0.00041825	1	0.00041825	0.00	0.9977
D: PERIODO ESTUDIAD	10.3372	1	10.3372	0.21	0.6491
E: DISTANCIA	712.261	1	712.261	14.26	0.0002
INTERACTIONS					
AB	1088.76	2	544.382	10.90	0.0000
AC	81.1201	2	40.5601	0.81	0.4443
AD	24.2644	2	12.1322	0.24	0.7844
AE	13.995	2	6.99751	0.14	0.8693
BC	14.3471	1	14.3471	0.29	0.5919
BD	2.38853	1	2.38853	0.05	0.8269
BE	1911.14	1	1911.14	38.27	0.0000
CD	0.0258544	1	0.0258544	0.00	0.9818
CE	0.262855	1	0.262855	0.01	0.9422
DE	1.27111	1	1.27111	0.03	0.8732
RESIDUAL	33256.3	666	49.9344		
TOTAL (CORRECTED)	788019.0	686			

All F-ratios are based on the residual mean square error.

$P = 0,05$

Tabla 5.1: ANOVA multifactorial de la amplitud integrada relativa, influencia de los diversos factores y sus interacciones hasta orden dos.

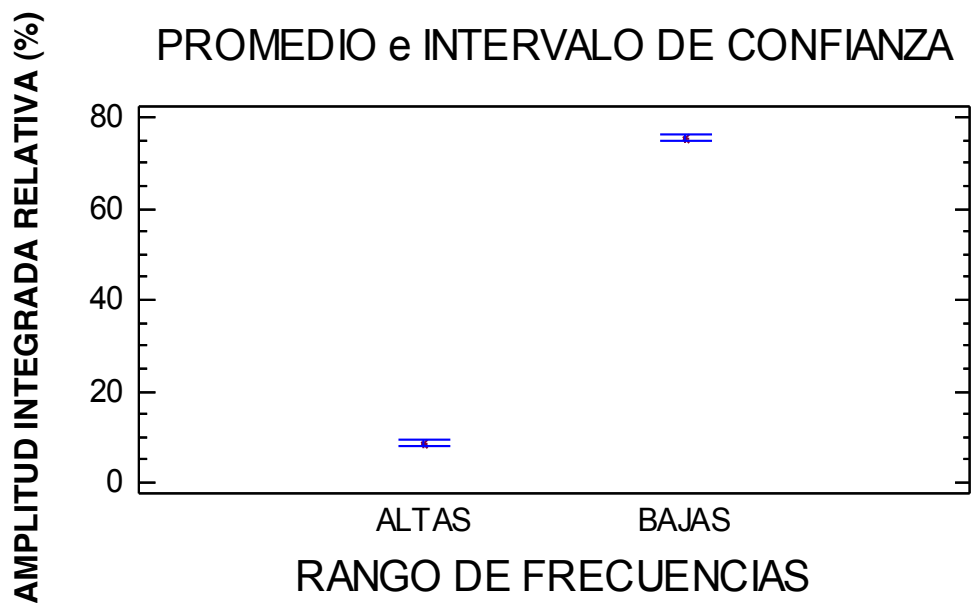


Gráfico 5.1: Representación gráfica de la amplitud integrada relativa en función del rango de frecuencias (altas y bajas).

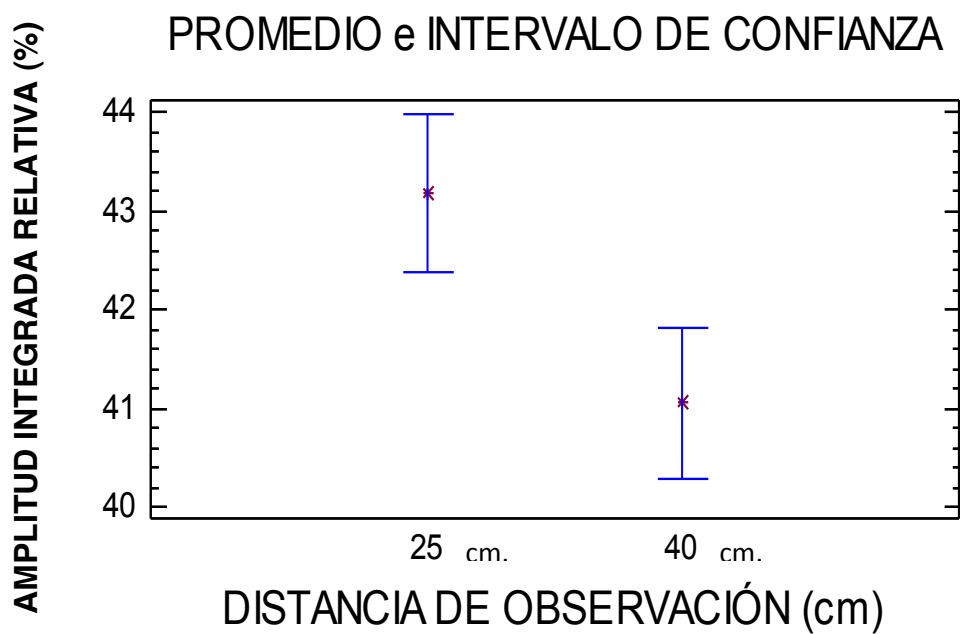


Gráfico 5.2: Representación gráfica de la amplitud integrada relativa en función de las distancias de observación.

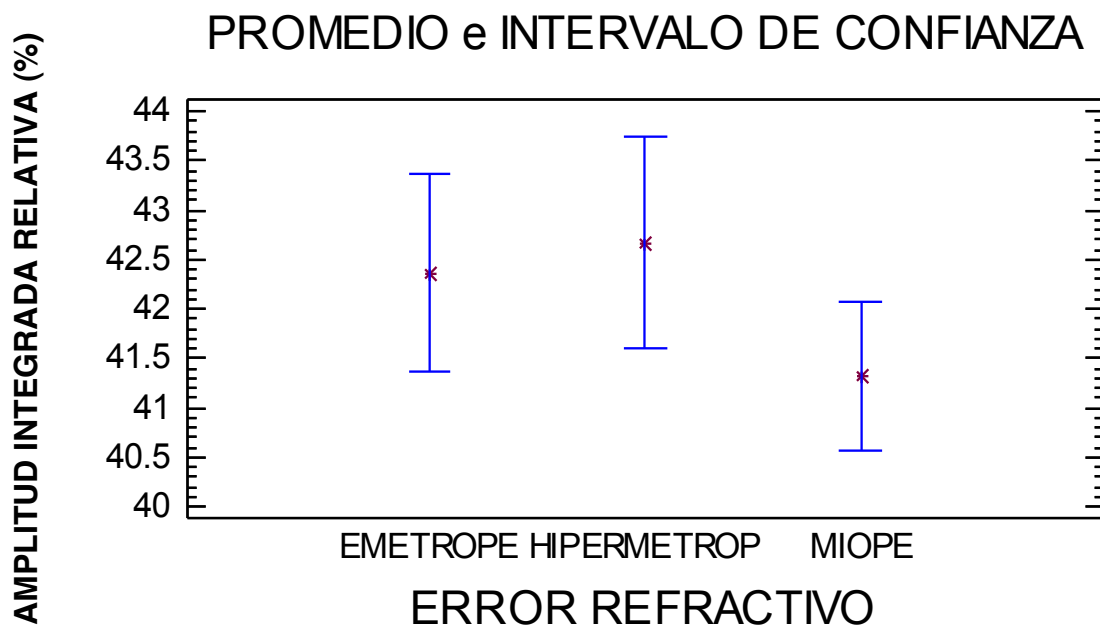


Gráfico 5.3: Representación gráfica de la amplitud integrada relativa en función de la refracción.

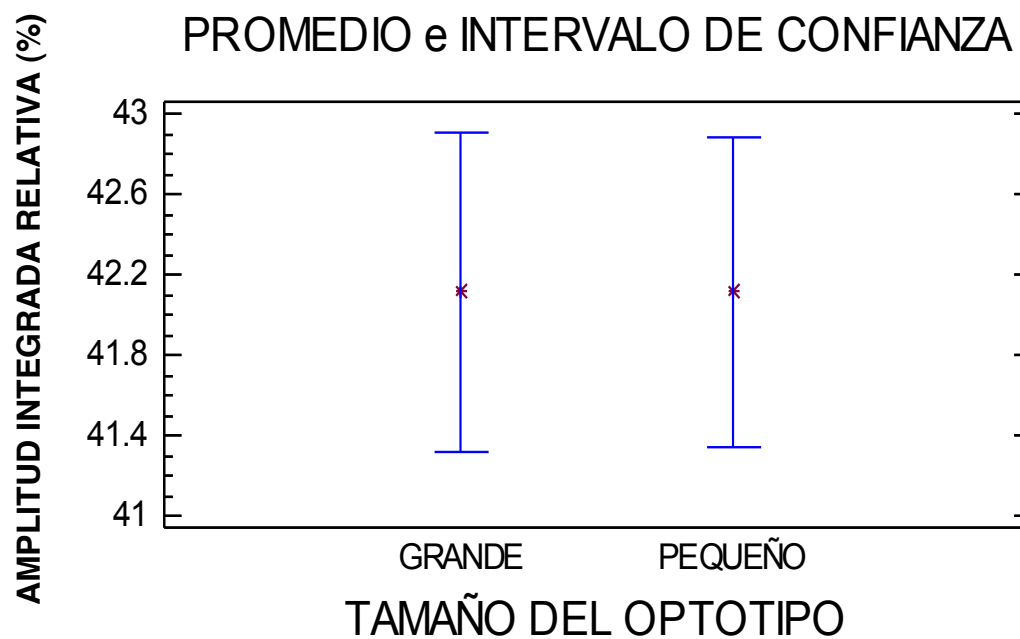


Gráfico 5.4: Representación gráfica de la amplitud integrada relativa en función del tamaño del optotipo.

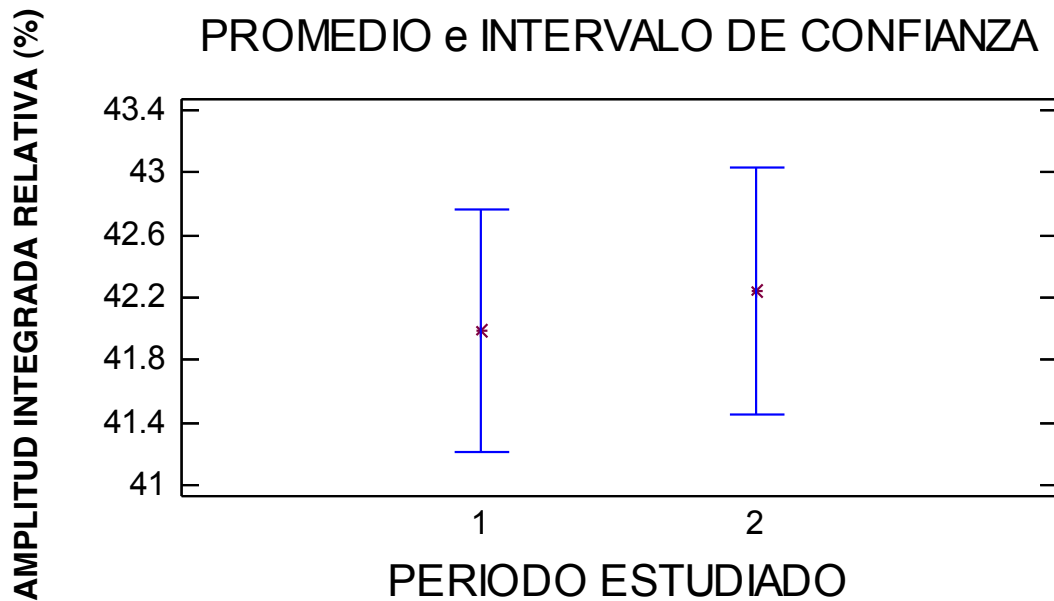


Gráfico 5.5: Representación gráfica de la amplitud integrada relativa en función del periodo de tiempo estudiado.

5.1 Resultados del análisis para frecuencias bajas (0 a 0,6 Hz)

La siguiente tabla muestra los resultados obtenidos en el análisis de la varianza ANOVA aislando los datos relativos a las frecuencias bajas.

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
MAIN EFFECTS					
A:REFRACCIÓN	1160.98	2	580.49	6.81	0.0013
B:TAMAÑO DEL OPTOT	1.72318	1	1.72318	0.02	0.8871
C:PERIODO ESTUDIAD	6.64855	1	6.64855	0.08	0.7803
D:DISTANCIA	2220.26	1	2220.26	26.03	0.0000
INTERACTIONS					
AB	380.473	2	190.236	2.23	0.1091
AC	58.3297	2	29.1649	0.34	0.7107
AD	60.9315	2	30.4657	0.36	0.6999
BC	3.8138	1	3.8138	0.04	0.8327
BD	0.123256	1	0.123256	0.00	0.9697
CD	36.2313	1	36.2313	0.42	0.5150
RESIDUAL	28147.8	330	85.2964		
TOTAL (CORRECTED)	32398.9	344			

All F-ratios are based on the residual mean square error.
P= 0,05

Tabla 5.2: Factores analizados en la ANOVA y relaciones de orden dos para la amplitud integrada relativa en frecuencias bajas.

A continuación comentaremos los factores de la refracción y de la distancia.

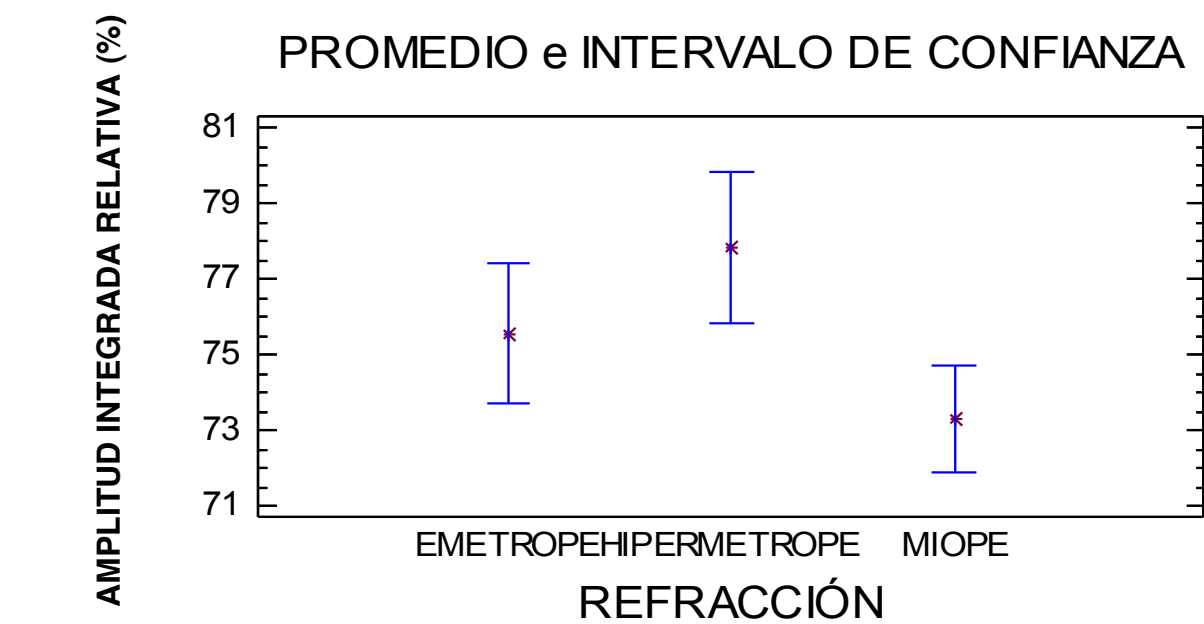


Gráfico 5.6: Representación de la influencia del error refractivo sobre el porcentaje de área de la amplitud integrada relativa en las frecuencias bajas.

Method: 95.0 percent LSD				
REFRACCIÓN	Count	LS Mean	LS Sigma	Homogeneous Groups
MIOPE	167	73.3202	0.714883	X
EMETROPE	95	75.5507	0.947762	XX
HIPERMETROP	83	77.8348	1.0184	X
Contrast			Difference	+/- Limits
EMETROPE - HIPERMETROP			-2.28409	2.73634
EMETROPE - MIOPE			2.23048	2.33525
HIPERMETROP - MIOPE			*4.51458	2.44721
* denotes a statistically significant difference.				

Tabla 5.3: Comparaciones múltiples de la amplitud integrada relativa para frecuencias en función del defecto refractivo y filtrando los datos para el rango de frecuencias bajas.

En el gráfico 5.6 se representa mediante un asterisco rojo el promedio del porcentaje de las oscilaciones de la acomodación para la amplitud integrada relativa de las frecuencias bajas de cada grupo refractivo. Para miopes es de un 73,32%, para emétropes es del 75,55% y para hipermétropes alrededor del 77,83% del área analizada.

Para el intervalo de confianza del 95% ($p \leq 0,05$), la refracción presenta una influencia estadísticamente significativa sobre los resultados de la acomodación de los sujetos.

Si realizamos las comparaciones múltiples correspondientes entre los grupos refractivos (Tabla 5.3), hallamos diferencias estadísticamente significativas

entre miopes e hipermétropes, pero no entre miopes y emétropes o entre hipermétropes y emétropes.

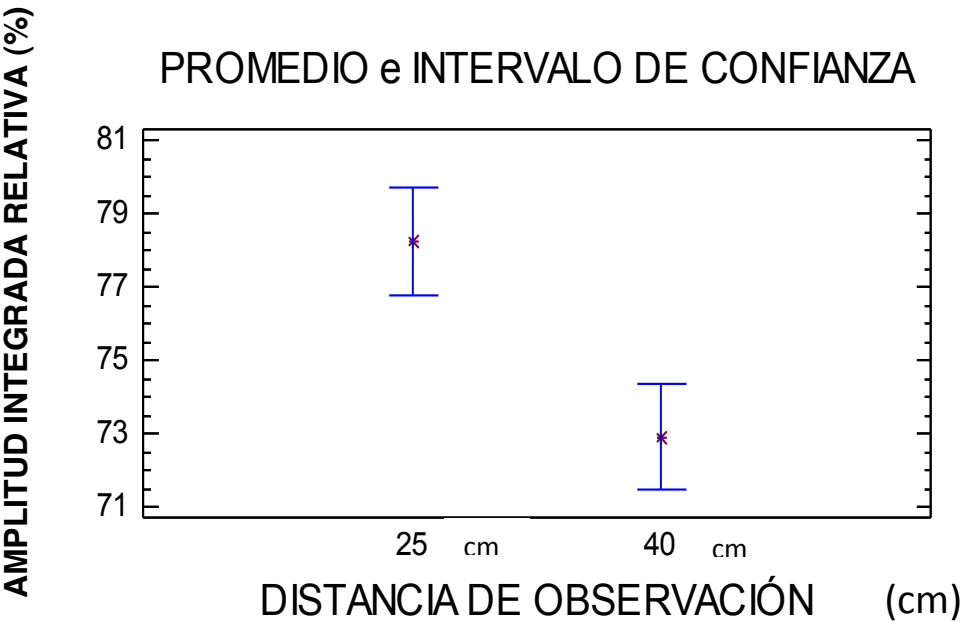


Gráfico 5.7: Representación de la influencia de la distancia sobre el porcentaje de área de la amplitud integrada relativa en las frecuencias bajas.

Method: 95.0 percent LSD				
DISTANCIA	Count	LS Mean	LS Sigma	Homogeneous Groups
40	175	72.9087	0.726052	X
25	170	78.2285	0.748599	X
Contrast			Difference	+/- Limits
25 - 40		*5.31984		2.05119
* denotes a statistically significant difference.				

Tabla 5.4: Comparaciones múltiples en función de la distancia para los datos correspondientes al rango de frecuencias bajas.

En el gráfico 5.7 se representa el promedio para cada una de las distancias de observación a estudiar. El promedio de la amplitud integrada relativa para el rango de frecuencias bajas es de 72,91% y de 78,22% para las distancias de 40 y de 25 cm respectivamente.

El valor rodeado y marcado con un asterisco quiere decir que la amplitud integrada relativa, al considerar el rango de frecuencias bajo es superior en 5,32% para las distancias cortas (25 cm) en comparación para distancias largas (40 cm), siendo esta diferencia estadísticamente significativa.

5.2 Resultados del análisis para frecuencias altas (1 a 2,3 Hz)

La siguiente tabla muestra los resultados obtenidos en el análisis de la varianza ANOVA aislando los datos relativos a las frecuencias altas.

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	P-Value
MAIN EFFECTS					
A:REFRACCIÓN	194.226	2	97.1132	6.93	0.0011
B:TAMAÑO DEL OPTOT	1.38151	1	1.38151	0.10	0.7537
C:PERIODO ESTUDIAD	3.68172	1	3.68172	0.26	0.6086
D:DISTANCIA	87.6763	1	87.6763	6.26	0.0129
INTERACTIONS					
AB	52.0308	2	26.0154	1.86	0.1579
AC	7.84938	2	3.92469	0.28	0.7559
AD	17.157	2	8.57851	0.61	0.5428
BC	3.04563	1	3.04563	0.22	0.6414
BD	1.53579	1	1.53579	0.11	0.7408
CD	20.0605	1	20.0605	1.43	0.2324
RESIDUAL	4582.4	327	14.0135		
TOTAL (CORRECTED)	4994.91	341			

All F-ratios are based on the residual mean square error.
P=0,05

Tabla 5.5: Factores analizados en la ANOVA y relaciones de orden dos para la amplitud integrada relativa en frecuencias altas.

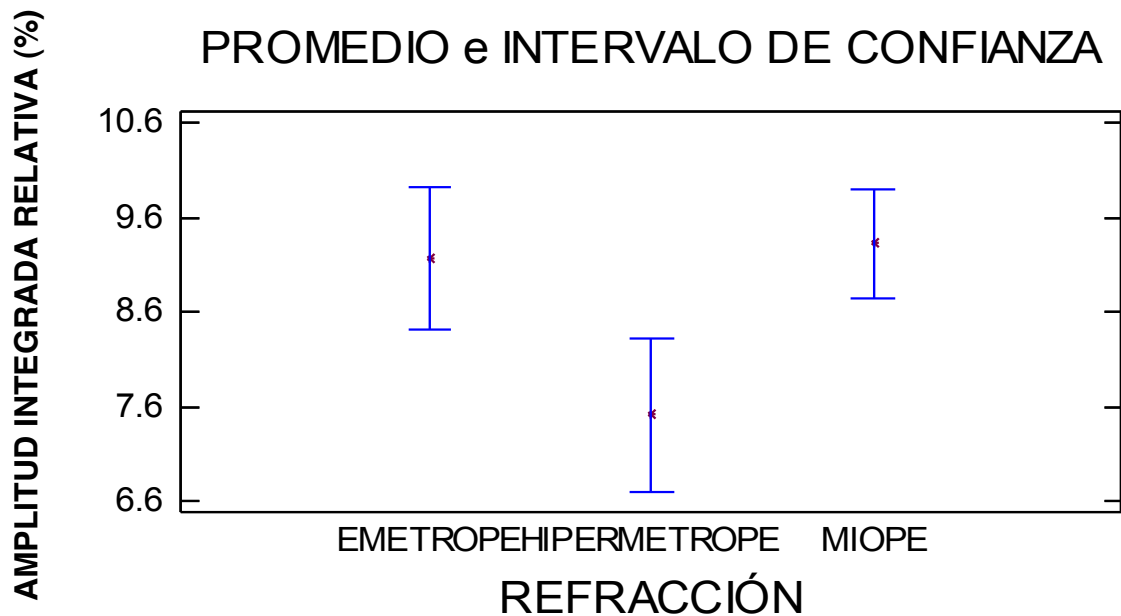


Gráfico 5.8: Representación de la influencia del error refractivo sobre el porcentaje de área de la amplitud integrada relativa en las frecuencias altas.

Method: 95.0 percent LSD				
REFRACCIÓN	Count	LS Mean	LS Sigma	Homogeneous Groups

HIPERMETROP	83	7.50875	0.41279	X
EMETROPE	95	9.17213	0.384155	X
MIOPE	164	9.32129	0.29247	X

Contrast		Difference	+/-	Limits

EMETROPE - HIPERMETROP		*1.66338	1.10915	
EMETROPE - MIOPE		-0.14916	0.949826	
HIPERMETROP - MIOPE		*-1.81254	0.995121	

* denotes a statistically significant difference.				

Tabla 5.6: Comparaciones múltiples de la amplitud integrada relativa para frecuencias en función del defecto refractivo y filtrando los datos para el rango de frecuencias altas.

En la representación gráfica 5.8 podemos observar los valores del promedio de la amplitud integrada relativa analizada para frecuencias altas, según el error refractivo. Para miopes el valor es de 9,32%, para emétopes de 9,17% y para hipermetrópodes de 7,51%.

En las comparaciones múltiples realizadas entre los grupos refractivos (tabla 5.6), en el caso de las altas frecuencias, tenemos que hay diferencias estadísticamente significativas entre hipermetrópodes y emétopes, y entre hipermetrópodes y miopes.

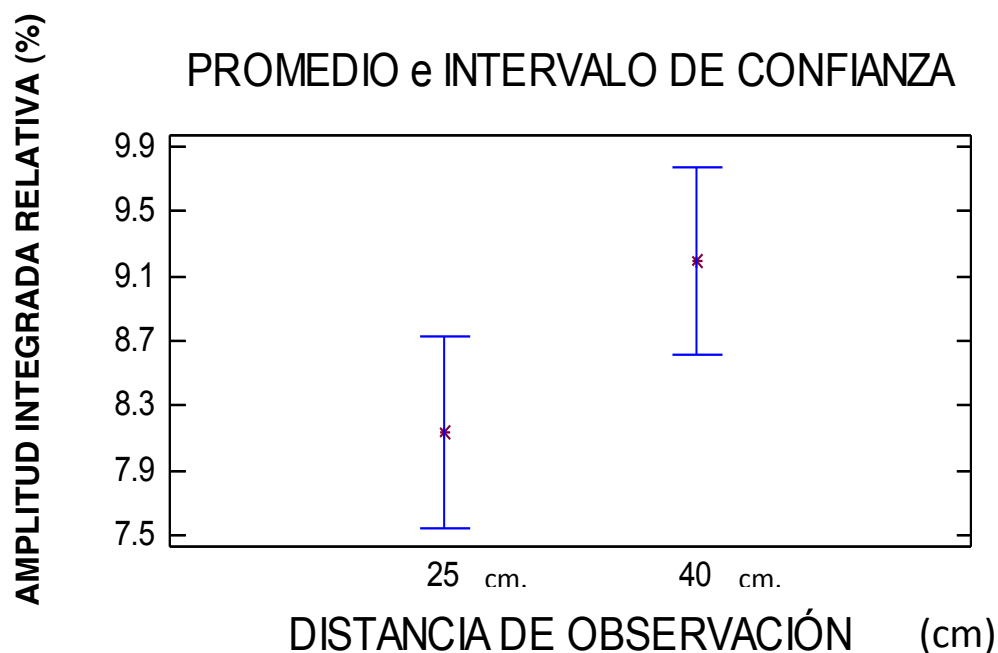


Gráfico 5.9: Representación de la influencia de la distancia sobre el porcentaje de área de la amplitud integrada relativa en las frecuencias altas.

Method: 95.0 percent LSD				
DISTANCIA	Count	LS Mean	LS Sigma	Homogeneous Groups
25	170	8.13774	0.30343	X
40	172	9.19704	0.295478	X
Contrast		Difference		+/- Limits
25 - 40		*-1.05931		0.83313

* denotes a statistically significant difference.

Tabla 5.7: Comparaciones múltiples en función de la distancia para los datos correspondientes al rango de frecuencias altas.

Para la evaluación de la influencia de la distancia en frecuencias altas, la representación gráfica muestra un valor de porcentaje equivalente a 8,14 % para los 20 cm de exposición del optotipo, y de 9,2 % para los 40 cm.

El valor rodeado y marcado con un asterisco indica que, en frecuencias altas la diferencia entre la distribución del promedio de una distancia menor a una mayor adquiere un valor negativo y estadísticamente significativo ($p < 0,05$).

6. DISCUSIÓN

De acuerdo con los resultados que se muestran en la tabla 5.1 el intervalo de frecuencias a estudio aporta una parte muy significativa de la variabilidad de los resultados ($p < 0,05$). Como podemos ver en la gráfica 5.1 la amplitud integrada relativa es significativamente mayor para las frecuencias comprendidas entre 0 y 0,6 Hz, en comparación con las que se encuentran comprendidas entre 1 y 2,3 Hz.

Este resultado indica que las variaciones de la respuesta acomodativa son mayores en periodos de tiempo largos (superiores a 1,67 segundos).

Este resultado se asemeja a los obtenidos por otros autores (Day et al 2006, Schultz et al 2009). En relación a estos artículos nos gustaría destacar que el planteamiento de nuestro método de análisis de los datos, que contempla los resultados obtenidos a lo largo de un minuto, aproximadamente, nos permite un análisis más completo de las variaciones de la respuesta acomodativa a baja frecuencia, o lo que es lo mismo, de las variaciones en periodos de tiempo más largos. En ambos casos los autores de los trabajos citados han considerado medidas a lo largo de 10 segundos, lo que implica la imposibilidad de detectar información relativa a frecuencias inferiores a 0,2 Hz.

En los trabajos mencionados la evaluación de la magnitud en las fluctuaciones de la respuesta acomodativa se expresa con un valor absoluto, mientras que en nuestro caso hemos optado por expresarla mediante valores relativos, como hemos explicado en el apartado de resultados. Esta circunstancia nos obliga a ser especialmente cautelosos al comparar los resultados que hemos obtenido con los que han publicado otros autores.

Por otro lado, también en la tabla 5.1 se refleja que la distancia de observación, con independencia de la contribución de otros factores o la interacción entre ellos, hace una contribución estadísticamente significativa ($p < 0,05$) a la variabilidad de los resultados. Como muestra la gráfica 5.2, la amplitud integrada relativa es mayor para la distancia de observación menor (25 cm). Estos resultados son coincidentes con los de otros autores (Day et al. 2006, Harb et al. 2006), aunque los intervalos de frecuencias estudiados por estos autores no se corresponden exactamente con los nuestros.

El tamaño del texto de fijación, ver tabla 5.1 y gráfica 5.4, no aporta ni de forma aislada ni por interacción con ninguno de los otros factores, una parte significativa de la variabilidad de los resultados.

Desde un punto de vista teórico, se podría pensar que un tamaño menor del texto sería más exigente con la exactitud de la respuesta acomodativa y, en consecuencia, podríamos esperar unas fluctuaciones inferiores. Teniendo en cuenta que hemos analizado los resultados en términos relativos no estamos en condiciones de confirmar ni descartar esta hipótesis, que exigiría una

comparación en términos absolutos. Aun así, podemos afirmar que, en caso de producirse las diferencias en términos absolutos como consecuencia de cambios en la frecuencia espacial del estímulo serían independientes del rango de frecuencias temporales estudiado. Otros autores (Day et al. 2009) han estudiado la influencia de la frecuencia temporal en las fluctuaciones de la respuesta acomodativa, constatando ésta solo se muestra significativa con estímulos que varían sinusoidalmente en el espacio, pero no con estímulos cuadrados (blanco-negro), como sería nuestro caso.

Como hemos explicado anteriormente, en nuestro análisis también dividimos los datos obtenidos en dos mitades con el objetivo de valorar la posible influencia del cansancio en la respuesta acomodativa. La tabla 5.1 y el gráfico 5.5 muestran que esta división no aporta una variabilidad significativa en los valores de la amplitud integrada relativa.

Como en el caso del tamaño del texto esto no permite afirmar que en valores absolutos no existan diferencias significativas, pero en el caso de existir afectan por igual los dos rangos de frecuencias estudiados. No hemos encontrado otras publicaciones que tengan en cuenta el posible efecto del tiempo de fijación.

Por lo que se refiere a la influencia del defecto refractivo en los resultados, la tabla 5.1 y la gráfica 5.3 muestran que este factor no hace, por sí solo, una contribución estadísticamente significativa ($p=0,08$) a la variabilidad de los resultados.

Hasta este momento hemos considerado los efectos principales de los distintos factores a estudio en la variabilidad de los resultados, pero la tabla 5.1 también muestra dos interacciones entre los mismos que hacen una aportación significativa ($p<0,05$) a esta variabilidad: la distancia y el intervalo de frecuencias y el defecto refractivo y el intervalo de frecuencias.

Por lo que se refiere a la interacción entre la distancia y el intervalo de frecuencias podemos afirmar que para el intervalo de frecuencias bajas la amplitud integrada relativa es mayor para 25 cm que para 40 cm, ocurriendo a la inversa para frecuencias altas. Una posible interpretación clínica de los resultados sería que una demanda acomodativa mayor (distancias de observación pequeñas) implican un esfuerzo acomodativo importante y difícil de mantener en el tiempo. Day et al (2006) también reportan una interacción significativa entre ambos factores, considerando las variaciones en la respuesta acomodativa en términos absolutos.

En cuanto a la interacción entre el defecto refractivo y el intervalo de frecuencias a estudio, los resultados muestran que para frecuencias bajas la amplitud integrada relativa es menor para los miopes que para los hipermetropes (tabla 5.2 y gráfico 5.6), no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre miopes y emétopes o entre emétopes e hipermetropes.

Esto significa que, en términos relativos, las variaciones de la respuesta acomodativa de los miopes para periodos largos de tiempo (superiores 1,67 segundos) son mayores que para los hipermétropes. Estos resultados son similares a los obtenidos por Day et al. (2006), con una muestra con características de edad similares a la del presente trabajo, pero que considera periodos de tiempo de 20 segundos, lo cual limita la posibilidad de comparación de los resultados en términos absolutos.

Para frecuencias elevadas el grupo de hipermétropes presenta una amplitud integrada relativa menor que el grupo de miopes y emétropes. Este resultado puede entrar en conflicto con los resultados obtenidos por Schulz et al. (2009), ya que los autores afirman que las variaciones de la acomodación en los hipermétropes son mayores en el intervalo de frecuencias altas.

Sin embargo, los resultados de este estudio no son directamente comparables con los nuestros por diversos motivos: En primer lugar debemos tener en cuenta que el trabajo de Schulz y colaboradores se realizó con una muestra de niños de edades comprendidas entre 8 y 15 años, mientras que en nuestro caso se trataba de jóvenes adultos. Por otra parte, en el trabajo citado las comparaciones se realizaban a partir de valores absolutos y no relativos como es nuestro caso y, finalmente, como consecuencia de la diferencia en la magnitud del tiempo de medida analizado (10s frente a 60s) el peso de las oscilaciones en el rango de frecuencias bajas es muy superior en nuestro caso, lo cual tiene consecuencias en el valor relativo de la amplitud integrada obtenido para el rango de frecuencias altas, haciendo imposible la comparación directa de los resultados.

7. CONCLUSIONES

- Se ha diseñado y puesto a punto un montaje experimental para medir la respuesta acomodativa en función del tiempo mediante el uso del PowerRef II (PlusoptiX).
- Se ha diseñado un programa de cálculo que permite estudiar las variaciones en la respuesta acomodativa, tanto por lo que se refiere a su magnitud como por lo que se refiere a la frecuencia temporal a las que se producen. Estas variaciones se analizan a lo largo de un minuto, que es un tiempo claramente superior al que analizan otros trabajos publicados hasta el momento. Este hecho nos permite realizar un estudio más completo y novedoso de las variaciones a frecuencias bajas.
- Esta técnica de medida y análisis se ha aplicado a una población de jóvenes universitarios obteniendo para cada condición de medida un indicador de las variaciones temporales de la respuesta de acomodación al que hemos llamado: amplitud integrada relativa de las oscilaciones.
- Hemos realizado un análisis de la varianza de la amplitud integrada relativa de las oscilaciones mediante un ANOVA multifactorial, considerando los factores: error refractivo, rango de frecuencias, tamaño del optotipo, periodo estudiado y distancia de observación.

Las conclusiones más relevantes de este análisis son:

- ✓ El valor de la amplitud integrada relativa es significativamente superior para el rango de frecuencias altas que para el rango de frecuencias bajas.
- ✓ El valor de la amplitud integrada relativa es significativamente superior para demandas acomodativas elevadas (25 cm) que para demandas acomodativas moderadas (40 cm).
- ✓ Con la metodología aplicada ni el error refractivo, ni el tamaño del optotipo ni el periodo de observación considerado tienen un efecto directo significativo sobre el valor de la amplitud integrada relativa.
- ✓ El error refractivo y el rango de frecuencias considerado presentan una interacción que aporta una parte significativa de la variabilidad de los resultados: para frecuencias bajas la amplitud integrada relativa es significativamente menor para los miopes que para los hipermétropes, mientras que para frecuencias altas los hipermétropes presentaban una amplitud integrada relativa menor que el grupo de miopes y emétropes.

- ✓ La interacción entre la distancia y el rango de frecuencias aporta una parte significativa de la variabilidad de amplitud integrada relativa. Para el intervalo de frecuencias bajas la amplitud integrada relativa es mayor para 25 cm que para 40 cm, ocurriendo a la inversa para frecuencias altas.
- ✓ Se han recopilado una gran cantidad de datos experimentales y los resultados presentados en este trabajo responden a un primer análisis que ha permitido contrastar algunos acuerdos y también novedades respecto a trabajos previos.

Perspectivas para futuros trabajos:

La riqueza de los datos experimentales permite plantear una segunda fase de análisis con la finalidad de profundizar y matizar el significado optométrico de los resultados obtenidos.

- Dado que en todos los trabajos previos sobre el tema la medida de las variaciones en la respuesta acomodativa se da en valor absoluto, sería interesante modificar el programa de cálculo para obtener y comparar los valores absolutos correspondientes a nuestros datos, en lugar de los relativos utilizados en la primera fase. De este modo se podrá completar el estudio comparativo entre nuestros resultados y los previos, lo que permitirá discutir con mayor profundidad las concordancias y/o novedades que se pongan de manifiesto.
- Los datos recogidos también permiten el estudio, análisis y comparación del retardo acomodativo y su relación con la distancia de observación, la medida del optotipo, el error refractivo y el posible efecto del cansancio.

8. BIBLIOGRAFÍA

Abrahamssom M., Ohlsson J, Björndahl M. and Abrahamssom H. *Clinical evaluation of an eccentric infrared photorefractor: the PowerRefractor*. Acta Ophthalmol. Scand. **2003**: 81: 605-610.

Allen P., Radhakrishnan H., O'Leary D. *Repeatability and validity of the PowerRefractor and the Nidek AR600-A in an adult population with healthy eyes*. Optometry and vision science, Vol. 80, No. 3, March **2003**.

Bailey M., Sinnott L., Mutti D. *Ciliary body thickness and refractive error in children*. Investigative ophthalmology & visual science, October **2008**, Vol. 49, No. 10.

Blade P. and Candy R. *Validation of the PowerRefractor measuring human infant refraction*. Optometry and vision science, Vol. 83, No. 6, June **2006**

Choi M., Weiss St., Schaeffel F., Seidemann A., Howland HC., Wilhelm B., Wilhem H. *Laboratory, clinical and Kindergarten test of a new eccentric infrared photorefractor (PowerRefractor)*. Optometry and vision science, Vol. 77, No. 10, October **2000**.

Ciuffreda K. and Ordonez X. *Abnormal transient myopia in symptomatic individuals after sustained nearwork*. Optometry and vision science, Vol. 72, No.7, pp 506-510, **1995**.

Ciuffreda K. and Vasudevan B. *Nearwork – induced transient myopia (NITM) and permanent myopia – is there a link?* Ophthal. Physiol. Opt. **2008**, 28: 103-114.

Culhane H. and Winn B. *Dynamic accommodation and myopia*. Investigative ophthalmology & visual science, August **1999**, Vol. 40, No. 9.

Day M., Gray L., Seidel D., Strang N. *The relationship between object spatial profile and accommodation microfluctuations in emmetropes and myopes*. Journal of vision (**2009**) 9 (10):5, 1-13.

Day M., Strang N., Seidel D., Gray L., Mallen E. *Refractive group differences in accommodation microfluctuations with changing accommodation stimulus*. Ophthal. Physiol. Opt. **2006** 26: 88-96.

Drexler W., Findl O., Schmetterer L., Hotzenberger C., Fercher A. *Eye elongation during accommodation in humans: differences between emmetropes and myopes*. Investigative ophthalmology & visual science, October **1998**, Vol. 39, No. 11.

Duke – Elder S. and Abrams D. *System of Ophthalmology*, Vol. V: Ophthalmic Optics and refraction. C.V. Mosby, **1970**.

Fredrik, Douglas. *Myopia*. BMJ **2002**; 324:1195-9.

Gilmartin B. and Bullimore M. *Adaptation of tonic accommodation to sustained visual tasks in emmetropia and late-onset myopia*. Optometry and vision science, Vol. 68, No. 1, pp. 22-26, **1991**.

Gilmartin B., Mallen E. A. H., Wolffsohn J. S. *Sympathetic control of accommodation: evidence for inter – subject variation*. Ophthal. Physiol. Opt. **2002** 22: 366-371.

Grosvenor T. *Primary care optometry*. Butterworth Heinemann, Elsevier, **2007**.

Guyton A. and Hall J. *Tratado de fisiología médica*. Elsevier, 2006

Gwiazda J., Hyman L., Norton T., Hussein M., Marsh-Tootle W., Manny R., Wang Y., Everett D., COMET group. *Accommodation and related risk factors associated with myopia progression and their interaction with treatment in COMET children*. Investigative ophthalmology & visual science, July **2004**, Vol. 45, No. 7.

Gwiazda J., Thorn F., Held R. *Accommodation, accommodative convergence and response AC/A ratios before and at the onset of myopia in children*. Optometry and vision science, Vol. 82, No. 4, April **2005**.

Harb E., Thorn F., Troilo D. *Characteristics of accommodation behavior during sustained reading in emmetropes and myopes*. Vision research, **2006** August; 46(16): 2581-2592.

Hung G. and Ciuffreda K. *Model of tonic accommodation after sustained near focus*. Optometry and vision science, Vol. 68, No. 8, pp. 617-623, **1991**.

Jainta S., Jaschinski W., Hoorman J. *Measurement of refractive error and accommodation with the photorefractor PowerRef II*. Ophthal. Physiol. Opt. **2004** 24: 520-527.

Jiang Bai-Chuan. *Parameters of accommodative and vergence system and the development of late-onset myopia*. Investigative ophthalmology & visual science, July **1995**, Vol. 36, No. 8.

Jones-Jordan L., Sinnot L., Manny R., Cotter S., Kleinstein R., Mutti D., Twelker D., Zadnik K., CLEERE Study Group. *Early childhood refractive error and parental history of myopia as predictors of myopia*. Investigative ophthalmology & visual science, January **2010**, Vol. 51, No. 1.

Kaufman P. and Alm A. *Fisiología del ojo. Aplicación clínica*. Mosby – Elsevier, **2004**.

Khosroyani M. and Hung G. *A Dual-Mode dynamic model of the human accommodation system.* Bulletin of Mathematical biology (2002) 64, 285-299.

Lam D., Chew S.J., Lau J., Fan d. *Epidemiology of school myopia in Hong Kong: Prevalence, incidence and risk factors analysis.* Health services research committee. August 2002. HSRC report # 811004.

Langaas T., Riddell P., Svarverud E., Ystenaes A., Langeeggen I., Bruenech J. *Variability of the accommodation response in early onset myopia.* Optometry and vision science, Vol. 85, No. 1, January 2008.

Lundström L., Mira-Agudelo A., Artal P. *Peripheral optical errors and their change with accommodation differ between emmetropic and myopic eyes.* Journal of vision (2009) 9(6):17, 1-11.

Mallen E., Kashyap P., Hampson K. *Transient axial length change during the accommodation response in young adults.* Investigative ophthalmology & visual science, March 2006, Vol. 47, No. 3.

McBrien N. and Millodot M. *Amplitude of accommodation and refractive error.* Investigative ophthalmology & visual science/ July 1986, Vol. 27

McBrien N. and Millodot M. *The relationship between tonic accommodation and refractive error.* Investigative ophthalmology & visual science/ June 1987, Vol. 28.

Mutti D., Jones L., Moeschberger M., Zadnik K. *AC/A ratio, age and refractive error in children.* Investigative ophthalmology & visual science, August 2000, Vol. 41, No. 9.

Mutti D., Mitchell L., Hayes J., Jones L., Moeschberger M., Cotter S., Kleinstein R., Manny R., Twelker D., Zadnik K., CLEERE Study Group. *Accommodative lag before and after the onset of myopia.* Investigative ophthalmology & visual science, March 2006, Vol. 47, No. 3.

Mutti D., Hayes J., Mitchell L., Jones L., Moeschberger M., Cotter S., Kleinstein R., Manny R., Twelker D., Zadnik K., CLEERE Study Group. *Refractive error, axial length and relative peripheral refractive error before and after the onset of myopia.* Investigative ophthalmology & visual science, June 2007, Vol. 48, No. 6.

Mutti D., Mitchell L., Jones L., Friedman N., Frane S., Lin W., Moeschberger M., Zadnik K. *Accommodation, acuity and their relationship to emmetropization in infants.* Optometry and vision science, Vol. 86, No. 6, June 2009.

Mutti Donald. *Hereditary and environmental contributions to emmetropization and myopia.* Optometry and vision science, Vol. 87, No. 4, April 2010.

Nakatsuka C., Hasebe S., Nonaka F, Ohtsuki H. *Accommodative lag under habitual seeing conditions: comparison between adult myopes and emmetropes*. Jpn. J. Ophthalmol, Vol. 47: 291-298, **2003**.

Oliveira C., Tello C., Liebmann J., Ritch R. *Ciliary body thickness increases with increasing axial myopia*. American journal of ophthalmology, August **2005**, Vol. 140, No. 2.

Paton Leslie. *Functional spasm of accommodation*. The British journal of ophthalmology. Ophthalmological society, **1917**, Vol. XXXVII.

Pipe DM. and Rapley LJ. *Ocular anatomy and histology*. London, second edition, June **1997**. A.B.D.O.

Rosenfield M. and Gilmartin B. *Effect of target proximity on the open – loop accommodative response*. Optometry and vision science, Vol. 67, No. 2, pp. 74-79, **1990**.

Rosenfield M. and Gilmartin B. *Myopia & Nearwork*. Butterworth Heinemann. **1998**.

Rosenfield M. and Abraham – Cohen J. *Blur sensitivity in myopes*. Optometry and vision science, Vol. 76, No. 5, May **1999**.

Rosenfield M., Desai R., Portello J. *Do progressing myopes show reduced accommodative response?* Optometry and vision science, Vol. 79, No. 4, April **2002**.

Saraux H., Lemasson C., Offret H., Renard G. *Anatomía e histología del ojo*. Ediciones MASSON S.A., **1985**.

Saw S-M., Katz J., Schein O., Chew S-J., Chan T-K. *Epidemiology of myopia*. Epidemiol.Rev, Vol. 18, No. 2, **1996**.

Schultz K., Sinnot L., Mutti D., Bailey M. *Accommodative fluctuations, lens tension and ciliary body thickness in children*. Optometry and visual science, Vol. 86, No. 6, June **2009**.

Seidel D., Gray L., Heron G. *Retinotopic accommodation responses in myopia*. Investigative ophthalmology & visual science, March **2003**, Vol. 44, No. 3

Van Alphen and Graebel. *Elasticity of tissues involved in accommodation*. Vision research, Vol. 31, No. 7/8, pp. 1417-1438, **1991**.

Vasudevan B. and Ciuffreda K. *Additivity of near work-induced transient myopia and its decay characteristics in different refractive groups*. Investigative ophthalmology & visual science, February **2008**, Vol. 49, No. 2.

Vera-Diaz F., Gwiazda J., Thorn F., Held R. *Increased accommodation following adaptation to image blur in myopes*. Journal of vision (2004) 4, 1111-1119.

Walker T. and Mutti D. *The effect of accommodation on ocular shape*. Optometry and vision science, Vol. 79, No. 7, July 2002.

Weizhong L., Zhikuan Y, Wen L., Xiang C., Jian G. *A longitudinal study on the relationship between myopia development and near accommodation lag in myopic children*. Ophthal. Physiol. Opt. 2008 28: 57-61.

Whatham A., Zimmermann F., Martinez A., Delgado S., de la Jara P., Sankaridurg P., Ho A. *Influence of accommodation on off-axis refractive errors in myopic eyes*. Journal of vision (2009) 9(3):14, 1-13.

9. ANEXOS

Anexo 1: Características del PowerRef II (PlusoptiX):

El PowerRef II se basa en el principio de la fotorefracción excéntrica. Es un fotorrefractómetro portátil con seis segmentos de LEDs y cada uno contiene nueve LEDs infrarrojos dispuestos alrededor de una cámara digital, de manera que quedan localizadas excéntricamente al eje óptico de la cámara.

El instrumento trabaja a un modo continuo de 25-30 Hz de frecuencia.

Cuando el ojo está enfocado con precisión a la cámara, la luz infrarroja reflejada por la retina, vuelve a ser reflejada en el plano de la cámara.

Cuando el ojo está desenfocado, la luz que vuelve a ser emitida hacia la cámara se proyecta en forma de cono, dependiendo su ángulo de la cantidad de desenfoque presente. Choi et al. (2000), Abrahamsson et al. (2003), Jainta et al. (2004), Blade and Candy (2006).

Tabla de características del PowerRef II (PlusoptiX):

Refracción	Binocular y monocular
Rango esférico	+5/-7 Dp. pasos de 0,25 \pm 0,25
Tamaño pupilar	4 – 8 mm pasos de 0,1 mm \pm 0,3 mm
Distancia pupilar	Mm pasos de 1mm \pm 5%
Tiempo por medida	0,04 seg.
Distancia de medida	1m
Tarjeta de fijación	Sonido y LEDs
Medida principal	Fotosciscopía dinámica binocular

Anexo 2: Consentimiento informado

ESTUDIO PARA VALORAR LA INFLUENCIA DEL MECANISMO DE ACOMODACIÓN EN EL DESARROLLO DE LA MIOPIA.

La finalidad de este estudio es poder encontrar relaciones significativas entre la acomodación de diferentes sujetos y su grado de ametropía.

Para poder hallar algún tipo de correlación entre estos dos factores, realizaremos una serie de **pruebas oculares no invasivas** para poder obtener la información necesaria.

La primera prueba consiste en **evaluar el estado refractivo** de cada paciente mediante la realización de un examen de la refracción (retinoscopía y subjetivo).

La segunda prueba consiste en **medir la calidad y cantidad acomodativa** del ojo derecho de cada paciente mediante el uso de un fotorefractómetro (PowerRef II). Para ello colocaremos una gafa de prueba con un filtro en el ojo derecho y posicionaremos al paciente de tal manera que sea posible realizar la toma de medidas. El paciente deberá mantener la fijación en un test de visión próxima mientras el instrumento realiza las medidas pertinentes durante unos periodos de 30 seg.

Yo _____

mayor de edad, con D.N.I. _____, autorizo a Lucía Rodríguez, con nº de colegiado 18.536, para la realización de las pruebas necesarias para el estudio “Influencia del mecanismo de acomodación en el desarrollo de la miopía”.

He leído y he sido informado con claridad sobre los diferentes procesos.

Paciente

Óptico/ optometrista

Nº de colegiado

Terrassa, día

de

de 2010